

PRESSURE CONTROL VALVE AND DEVICE UTILIZING THE SAME

Publication number: WO0028394 (A1)
Publication date: 2000-05-18
Inventor(s): SUZUKI MASAO [JP]
Applicant(s): SUZUKI KOUSUKE [JP]; SUZUKI MASAO [JP]
Classification:
- **international:** A61M1/36; A61M1/36; (IPC1-7): G05D16/06; A61M1/10
- **European:** A61M1/36C99
Application number: WO1999JP06205 19991108
Priority number(s): JP19980331931 19981109

Also published as:

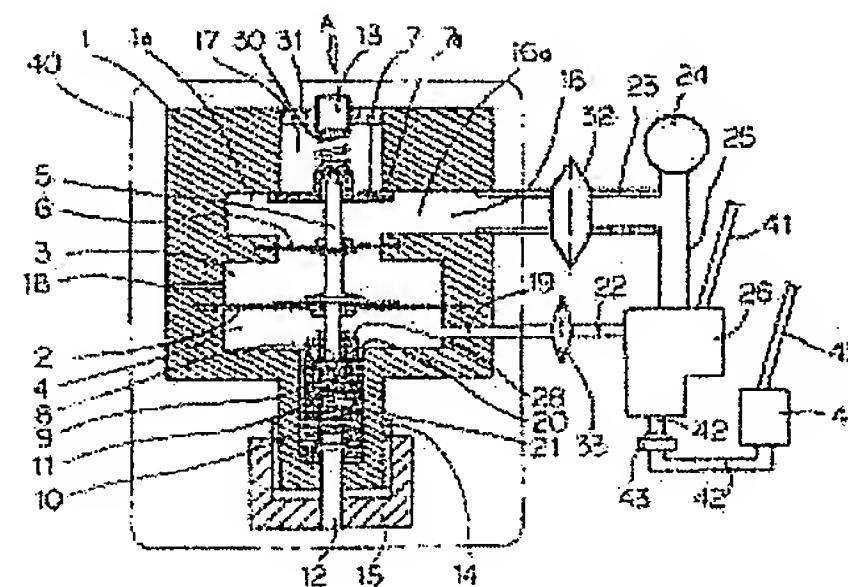
AU1078900 (A)

Cited documents:

JP53148336U (U)
JP48101641 (A)
EP0786261 (A2)

Abstract of WO 0028394 (A1)

A vacuum pressure control valve and a vacuum pressure circuit used when a vacuum pressure in the dehematizing reservoir of an artificial heart-lung machine need be controlled in the same accurate and delicate manner as a blood pressure. A reservoir internal-pressure control device for artificial heart and lung devices, comprising a vacuum pressure control valve having a grease-utilizing, powerful, finely-adjustable damper and driven by the pressure from a controlled object, and a vacuum circuit operated by the vacuum control valve to feed air to a negative pressure source.



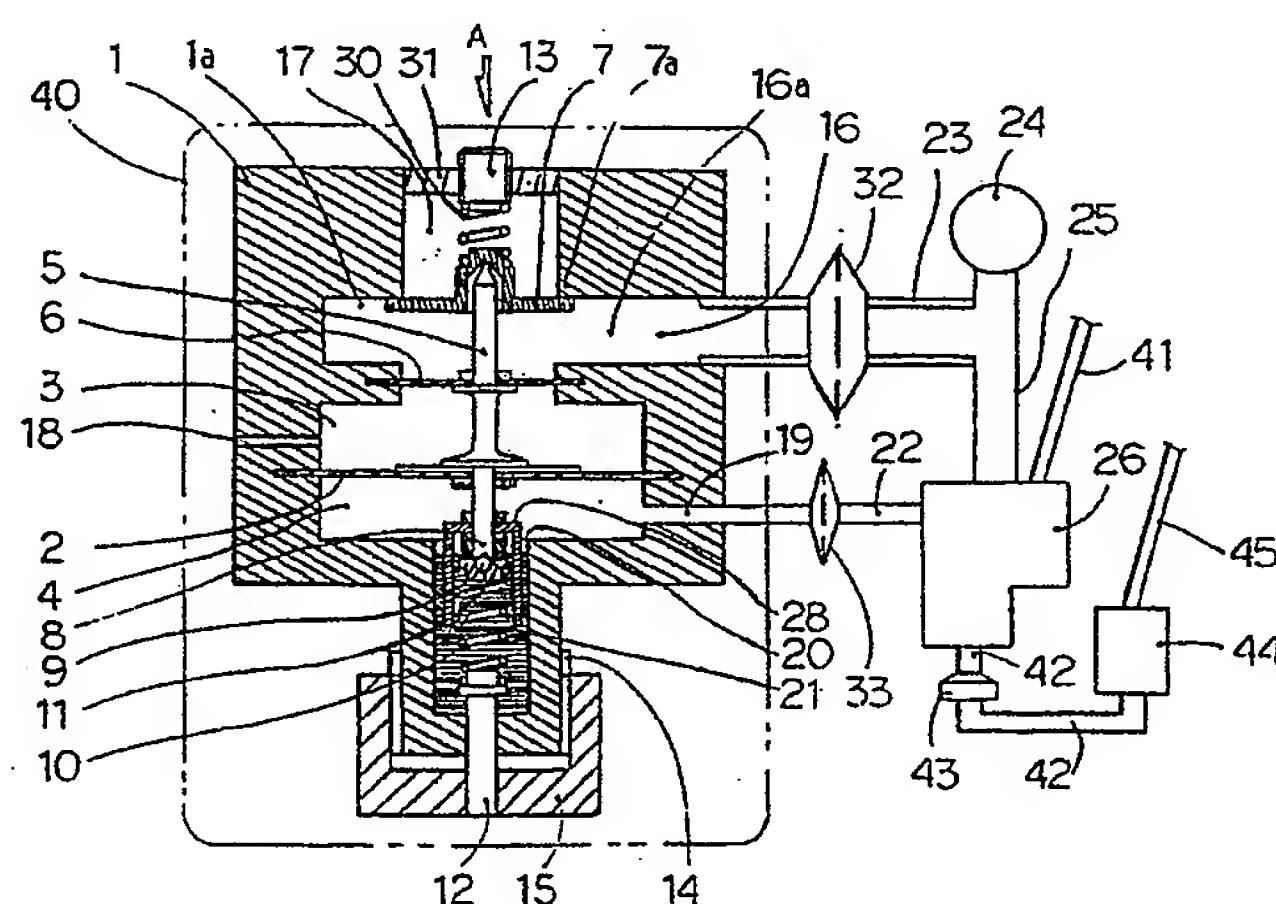
Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide



(51) 国際特許分類7 G05D 16/06, A61M 1/10	A1	(11) 国際公開番号 WO00/28394 (43) 国際公開日 2000年5月18日(18.05.00)
(21) 国際出願番号 PCT/JP99/06205 (22) 国際出願日 1999年11月8日(08.11.99) (30) 優先権データ 特願平10/331931 1998年11月9日(09.11.98) JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 鈴木 康佑(SUZUKI, Kousuke)[JP/JP] 〒224-0006 神奈川県横浜市都筑区荏田東3丁目18番 9号-101 Kanagawa, (JP) (72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 鈴木 正雄(SUZUKI, Masao)[JP/JP] 〒224-0006 神奈川県横浜市都筑区荏田東3丁目18番 9号-101 Kanagawa, (JP)	(81) 指定国 AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), ARIPO特許 (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM)	

(54) Title: PRESSURE CONTROL VALVE AND DEVICE UTILIZING THE SAME

(54) 発明の名称 圧力制御弁及びその利用装置



(57) Abstract

A vacuum pressure control valve and a vacuum pressure circuit used when a vacuum pressure in the dehematizing reservoir of an artificial heart-lung machine need be controlled in the same accurate and delicate manner as a blood pressure. A reservoir internal-pressure control device for artificial heart and lung devices, comprising a vacuum pressure control valve having a grease-utilizing, powerful, finely-adjustable damper and driven by the pressure from a controlled object, and a vacuum circuit operated by the vacuum control valve to feed air to a negative pressure source.

(57)要約

人工心肺装置の脱血用リザーバーの内部の真空圧は、血圧の様に精密微妙に制御することが必要である。この為の、真空圧制御弁と真空圧回路の発明である。強力で微調整の出来るグリース利用のダンパーを有し、制御対象部からの圧力で駆動される真空圧制御弁と、負圧源へ空気を供給する前記真空圧制御弁による真空回路、を有する人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE アラブ首長国連邦	DM ドミニカ	KZ カザフスタン	RJ ロシア
AL アルバニア	EE エストニア	LC セントルシア	SD スーダン
AM アルメニア	ES スペイン	LI リヒテンシュタイン	SE スウェーデン
AT オーストリア	FI フィンランド	LK スリ・ランカ	SG シンガポール
AU オーストラリア	FR フランス	LR リベリア	SI スロヴェニア
AZ アゼルバイジャン	GA ガボン	LS レントア	SK スロヴァキア
BA ボスニア・ヘルツェゴビナ	GB 英国	LT リトアニア	SL シエラ・レオネ
BB バルバドス	GD グレナダ	LU ルクセンブルグ	SN セネガル
BE ベルギー	GE グルジア	LV ラトヴィア	SZ スワジ蘭
BF ブルキナ・ファン	GH ガーナ	MA モロッコ	TD チャード
BG ブルガリア	GM ガンビア	MC モナコ	TG チュニギー
BJ ベナン	GN ギニア	MD モルドバ	TJ タジキスタン
BR ブラジル	CW ギニア・ビサオ	MG マダガスカル	TZ タンザニア
BY ベラルーシ	GR ギリシャ	MK マケドニア旧ユーゴスラヴィア	TM トルクメニスタン
CA カナダ	HRC クロアチア	共和国	TR トルコ
CF 中央アフリカ	HU ハンガリー	ML マリ	TT トリニダッド・トバゴ
CG コンゴー	ID インドネシア	MN モンゴル	UA ウクライナ
CH スイス	IE アイルランド	MR モーリタニア	UG ウガンダ
CI コートジボアール	IL イスラエル	MW マラウイ	US 米国
CM カメルーン	IN インド	MX メキシコ	UZ ウズベキスタン
CN 中国	IS アイスランド	NE ニジェール	VN ヴィエトナム
CR コスタ・リカ	IT イタリア	NL オランダ	YU ユーゴースラビア
CU キューバ	JP 日本	NO ノルウェー	ZA 南アフリカ共和国
CY キプロス	KE ケニア	NZ ニュー・ジーランド	ZW ジンバブエ
CZ チェコ	KG キルギスタン	PL ポーランド	
DE ドイツ	KP 北朝鮮	PT ポルトガル	
DK デンマーク	KR 韓国	RO ルーマニア	

明細書

圧力制御弁及びその利用装置

技術分野

本発明は圧力制御弁及びその利用装置に関する。

利用分野は一般用精密圧力制御弁と共に、特に医療での人工心肺装置に於ける利用がその中心となる。

背景技術

圧力制御弁は、特に安定性の良い精密なものが求められている。

特に医療に於ける人工心肺装置に於ては人体からの血液を脱血する方法が、従来のローラーポンプによる吸引脱血方式に代り、リザーバー内圧を真空圧に保ち吸引脱血する方法が用いられ始めている。

しかし、その真空圧を精密に制御出来るバルブ、回路システム及びそれによる装置がなかった所に、その要求は強い。

尚、ここで本発明の明細書及び請求の範囲及び要約書内に於ける圧力の高低の表現は絶対圧を基準として述べるものとする。

人工心肺装置は一般に患者からの血液を脱血する脱血ラインと、脱血血液を貯留するリザーバーと、リザーバーから人間の肺の代りをする人工肺へ血液を送る送血ポンプと、送血ポンプに連続する人工肺と、人工肺から患者へ血液を還流させる還流ラインとよりなる。

リザーバー内を真空にして脱血する方式では、リザーバー内の大気圧に近い真空を精密に制御することが必要である。リザーバー内圧の不安定は、患者からの脱血血液の量の急激な増減を発生し、患者への悪影響や手術の困難さを発生する。

2

これから精密で安定したリザーバー内圧の確保は絶対条件であり、圧力の変化に対しても素早く対応修正できる応答性が要求される。
しかし従来の真空圧の制御方式は、真空ポンプと、真空圧の制御対象部としての真空圧装置と、の間の流路に減圧弁を設け、真空圧装置からの排気量の調整により回路真空圧を調整するという方法である。これは従来の真空回路装置では真空圧を保つ為に、各部からの空気の侵入に注意を払うことが重要であった。例えば利用材料の材質を通過して来る空気や、接合面から流入する空気等を防ぐことが重要であり、この為外部から大気を流入させて真空圧を制御するという発想はなかった。

従来の真空回路装置による減圧弁を用いて真空圧を調整する、という方式を利用してリザーバー内の真空圧を制御する方法では、リザーバー内へ作用部からの空気の流入流量が少ない使用状況では、真空圧を上げ大気圧に近づける場合、流入空気量が少ないので、所定の真空圧に圧力を上げるまで大変時間が経るという現象がある。これは圧力制御弁の性能とは関係なく、システム的な特性である。従って希望通りの圧力変化速度が得られず、この真空回路装置では応答は遅くなり、リザーバーの圧力制御がスムーズに行なえない。

また、従来の真空回路装置に大気を流入させて回路圧を調整する方式での弁としては図2に示すチェック弁式の物だけである。

これは図2により説明すると、ケース71内に設けられた室72内に、一端に弁73、他端を調整ネジ74の端部に、着座したスプリング75を有し、弁73は室72に連通する大気開放流路76を開じる様に室72内に着座し、調整ネジ74はケース71に螺合し外部に出ている調整ネジ74によりスプリング75の圧縮量を調整する。室72は外部から真空回路77に連通している。

3

このようなチェック弁的な構成では、スプリング 75 の押圧力により設定された圧力以上に真空回路 77 の真空圧が高くなると弁が開き、大気圧を導入するというものである。これは主に真空ポンプの入口等に設置され、安全弁として用いられる程度で、これにより、精密な制御を行うことは出来なかった。これから真空回路を制御する為には新しいシステムが必要であり、

また、システムの回路圧を精密に約 1/100 気圧等で制御する為には精密な制御弁が必要であり、また、その精密な制御弁には弁の微小振動を抑え、又システム回路の状況に対応して振動に対する減衰能を変更し精密な制御を行う為の制振装置も必要である。

しかし、従来の圧力制御弁の精度を上げ安定性を持たせる為の制御装置は、形はそれぞれ異なるものの、シリンダーとピストンとシリンダー内の液体を流入出させる絞りと、より成るものであった。しかしこれは微小振巾の振動に対しては効果がないものである。これは微小振巾の振動ではピストンの移動巾が微小である為、シリンダー内の流体の圧縮性によりその移動運動は吸収され、絞りでの流体の移動がほとんどなく、逆にシリンダー内の流体はバネとして作用する為である。この為、制振効果を得ることは出来ない。

この為ノズルフラッパー弁、着座式の開閉弁、サーボ弁等、微少ストロークで作動する制御弁等の圧力制御弁に於いては微小振動を押さえる方法がなかった。

発明の開示

本発明は精密な制御が出来、安定した圧力制御弁の提供とその為の、微小振巾の振動を抑え、振動に対する制振効果すなわち減衰特性をシステムに合せて調整出来、最適な応答性を圧力制御弁に与え

4

る強力な制振装置、を有する圧力制御弁の提供、

及びシステム的に真空圧の応答性の良い前記圧力制御弁利用の真
空回路構成とにより人工心肺装置に於けるリザーバー内圧の精密な
制御装置を提供することである。

5 本発明による圧力制御弁はノズルフラッパー弁、又は弁が弁座に
着座する形の弁、又はサーボ弁等、バネ力又は電磁力又は流体圧力
等の付勢手段で駆動される制御弁で、制御弁の微少振巾を押える為
に、半固体であるグリース状の物質のせん断抵抗力を利用した強力
な制振装置を設けた圧力制御弁である。

10 この制振装置は、圧力制御弁の弁部と連動する制振部材又は貯留
室と、該貯留室に貯留した該グリース状物質内に該制振部材を侵入
させ、該貯留室と該制振部材との相対運動による該グリース状物質
とのせん断抵抗力により、該制振装置と連動する該弁部の微少振動
を押える。また該貯留室に充填する該グリース状物質の量や、該グ
15 リース状物質内に侵入した該制振部材の侵入深さを調整するという
方法により、該制振装置の減衰特性を簡単に調整出来、また、従来
の気体用制振装置の大きなシリンダーと比べても非常にコンパクト
となり、この為システムに合せた減衰特性を微調整出来、これによ
り更なる精密な制御が行えるものである。

20 また気体用制御弁に於いては、本制振装置の小型な形状と共に従
来にない強力な制振効果が得られ、新しい圧力制御弁が得られた。

又、該制振部材は、該グリース状物質との間のせん断抵抗力が働く、
該制振部材の進行方向に平行な面を大きく取り、該制振部材の
進行方向で該グリース状物質を左右に排除する方向での該制振部材
25 の投影面積を少なくした、板又は網状の物が良い。これは該制振部
材が進行方向直角な面で該グリース状物質を圧縮し、バネ作用を發

5

生させない為である。

この制振装置を用いる圧力制御弁としては、空気圧用の着座式の弁部を開閉手段として有するものが良い。

その圧力制御弁の効果の良い構成は、保持構造体としてのケース
5 内に柔軟材又は弾性材による又はそれらの組合せを用いて構成さ
れた区画部材、により区画された室と、一方の面には制御対象部か
らパイロットラインで弁駆動力として圧力を受け、他方の面には他
の回路圧又は大気圧を受ける該区画部材と、該区画部材の受圧面積
10 は、該区画部材「例えばベロースやダイヤフラム等」と運動手段に
より運動する開閉手段としての弁又は、弁座のいずれか可動側の受
圧面積より大きくし、駆動力を大きくした該弁作動部を有し、該弁
作動部と該制振装置とを運動手段により運動させ、付勢手段により
弁を弁座に付勢し、これらの可動部の動きはすべて弾性変形で案内
され摺動部を用いない構成の非摺動形構造とした圧力制御弁である。

15 また本発明の真空回路装置は、本発明の圧力制御弁を用いること
によって構成され、前記「システム的な特性」を改良したものであ
る。

この真空回路装置は、負圧源と真空圧の制御対象部との間の回路
20 に本発明圧力制御弁を設け、この圧力制御弁はその開閉手段で大気
からの空気を該真空回路装置内へ流入させ、その流入量の調整によ
り該真空回路装置の回路圧を調整する真空圧調整弁であり、この回
路システムの安定性は本制振装置を有する本発明圧力制御弁として
の該真空圧調整弁により得られる。

25 この真空回路装置では、真空圧制御対象部の作動状況に応じ、空
気を必要なだけ補充することにより速い応答での圧力調整が出来る。

本発明の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置は、本発明の真

6

空回路装置を利用した人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置である。

人工心肺装置には患者からの脱血血液を一時的に貯留するリザーバーを用いるが、このリザーバーの利用システムはメインラインに設ける、バイパスラインに設ける、サブの付加ラインに設ける、複数設ける等様々なシステム回路が考案され採用されている。

しかし、そのリザーバー内に血液を吸引する為には、リザーバー内を大気圧よりわずかに低い—10～50mmHg程度の真空圧に精密に制御する必要がある。またリザーバーに設けた他の回路等からの空気の流入等の外乱に対しても素速く応答し、圧力の変化を押えることが、安定した、すなわち、患者の血液を急に吸引したり吸引を止めたりすることのない、安定した脱血を行うことが出来ることが大切である。この為人工心肺装置のリザーバー内の圧力制御には、負圧源ポンプと該リザーバーから負圧源ポンプへの負圧ラインから分岐した制御圧ラインに本発明の圧力制御弁を設け、本発明圧力制御弁により該負圧ラインへの大気からの空気の流入を精密に調整する構成を用いる。この構成では外乱的な他からの空気の流入を含めて該負圧ラインへの空気の流入量を本発明圧力制御弁で一括して調整する為、該リザーバー内圧を速く精密に制御出来る。また制御圧ラインを負圧ラインに接続し空気をリザーバーを通さず負圧源に吸引させ、リザーバーへ内の空気通過量を増加させず、血液に良い構成となっている。

また、制御圧ラインと負圧ラインを一直線に連結せず、負圧ラインに垂直か、又はある傾斜角を持って、連結することによりリザーバーから飛んで来る血液滴が圧力制御弁に付くことを防ぐものである。

5

10

15

20

25

ここで本発明制御弁の一例としては、前記区画部材により区画された弁本体内の室の一方の室に、該リザーバーからの弁を駆動する圧力を導入し、該リザーバー内圧の掛る該区画部材を押圧する付勢手段と、該区画部材と連動する開閉手段と、該開閉手段と連動する制振装置とによりなり、この作動としては該リザーバー内負圧が初期設定圧より下れば、該区画部材の一方の面には該パイロットラインからの圧力と該付勢手段による力が掛けり、他方の面には大気圧がかかり、その差圧の力により該付勢手段による力に抗して該区画部材は変位し、これにより該開閉手段は初期設定時の開きより大きく開き、制御圧ラインから負圧ラインへの流入空気量は増加し、リザーバー内圧は初期設定圧に戻る。また該リザーバー内圧が初期設定圧より上る、すなわち大気圧に近づければこの逆作用をし、負圧ラインへの空気の流入は絞られ、初期設定圧に戻る。この区画部材及び弁への付勢手段としては、機械的方法ではバネ、流体圧力、電気的方式ではソレノイド、リニアモータ、トルクモータ、ムービングコイル、電歪、磁歪素子等によるものがある。電気的に圧力検出部で圧力を検出し、フィードバックを取りコントローラにより電磁駆動力を調整する。これらフィードバックを取ると精密な制御は行い易いが、一般には微少振動を発生しシステムが不安定になるが本制振装置によりそれらを抑え安定した制御が行える。

本制振装置の利用により微細振巾の振動を発生する為に制御が困難であったノズルフラッパーに於ても安定な制御が得られる。

本制振装置により気体の制御に於て、従来の気体のみの制御では得られない精密で安定した(1／1000気圧を制御)圧力制御弁を得る。圧力制御弁の減衰特性を回路装置のシステムに合せた減衰量に調整出来、適性な制御が出来る。

人工心肺装置でも、本発明の減衰特性の調整が容易な制振装置を用いた圧力制御弁により制御される真空回路装置応用の人工心肺装置により、リザーバー内を負圧に調整して行う人工心肺装置が可能となった。

更に制振装置に於ては、制振装置をグリース状物質内に侵入させる侵入距離とグリース状物質との接触面積の変化が比例しない。また非線形バネを制振部材として使用する。またこれらを傾斜角を持ってグリース状物質内に侵入させることなどから様々な特異な減衰特性を得ることが出来、様々な振動に対応することが出来る。また制振装置としては非常に小型のものが提供出来る。

また、圧力制御弁として述べてあるが流量調整弁等に於ても同様に効果がある。しかし、これら他の流体制御弁に於ても開閉手段前後の圧力を制御しているもので、基本的には圧力制御弁である。安全回路は万が一圧力制御弁に不具合が生じた時、即手動に切換え、手動操作により圧力制御は出来る為、手術等の中止は不要となる。

図面の簡単な説明

第1図は、本発明にかかる圧力制御弁の好ましい断面図とそれを利用した人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置の原理を示す。

第2図は、従来の真空圧回路への空気流入弁の断面図を示す。

第3図は、本発明の好ましい圧力制御弁の操作性を変えた原理図を示す。

第4図は、本発明の好ましい圧力制御弁の異なった構成の断面図を示す。

第5図は、第4図の弁の異なったタイプの断面図を示す。

第6図は、本発明の圧力制御弁の使い捨てタイプの断面図を示す。

9

第7図は、本発明の圧力制御弁の他の使い捨てタイプの断面図を示す。

第8図は、本発明の圧力制御弁のダイヤフラム1枚のタイプの断面図を示す。

5 第9図は、第8図に示す本発明圧力制御弁の弁が逆向きの為、圧力ポートも逆になる例の断面図を示す。

第10図は、本発明圧力制御弁の簡単な構造の断面図を示す。

第11図は、本発明圧力制御弁のノズルフラッパータイプの断面図を示す。

10 第12図は、本発明圧力制御弁のサーボ弁タイプの断面図を示す。

第13図aは、本発明圧力制御弁に示す制振装置の断面図を示す。

第13図bは、制振部材の異なったものを示す。

第14図は、本発明圧力制御弁に用いる制振装置の異なったタイプの断面図を示す。

15 第15図は、本発明圧力制御弁に用いる制振装置の異なったタイプの断面図を示す。

第16図は、本発明真空圧回路装置の原理回路図を示す。

第17図は、本発明人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置の電気フィードバック制御を用いた原理図を示す。

20 第18図は、本発明人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に安全回路を有する原理回路図である。

第19図は、本発明圧力制御弁利用の真空回路装置で圧力が正負に調整出来る原理回路図を示す。

25 第20図は、本発明圧力制御弁に於て区画室を多層にした断面図を示す。

第21図は、本発明の閉鎖回路用人工心肺装置の原理回路を示す。

10

発明を実施する為の最良の形態

本発明をより詳細に説述するために、添付の図面に従ってこれを説明する。

第1図は、本発明の圧力制御弁と人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置を示す。先ず本発明の圧力制御弁40について説明すると、

本発明圧力制御弁40の保持構造体としてのケース1内の室1aの内を、弾性材又は柔軟材又はそれらの組合せを用いて構成された区画部材としてのダイヤフラム6, 2により区画し、区画室16a, 3, 4を構成する。区画室16aは開閉手段としての弁7と弁座7aにより流路室17と流路室16とに区分する。ダイヤフラム6, 2により支持された、運動手段としての運動棒5の一端には弁7が枢支され、運動棒5の他端には区画室4内の凹部室20に配設した付勢手段としてのスプリング10がスプリング受11を介して着座し、付勢し、弁7を弁座7aに着座させる様に付勢する。また弁7は流路室17内に設けた第2の付勢手段としてのバネ30により運動棒5に押し付ける様に付勢される。バネ30は他方をネジ13に着接し、ネジ13は流路室17の外部の大気への開口部17aに架橋された橋部材31に螺合されている。

凹部室20に充填された固体又は半固体のグリース又はグリース類似の物質としてのグリース状物質21内に侵入した形でバネ10は設けられている。バネ30の付勢力は、バネ10の付勢力と対向して押し合う形になるが、バネ30の付勢力は十分に弱く、弁7を運動棒5に押し付け、バネ10が延ばされ付勢力がなくなった時、ダイヤフラム2, 6の力に抗して確実に弁7を開口させる為のものである。バネ30による付勢力はネジ13により調整される。バネ

10 の力を受けるボール 9 は運動棒端部 8 に装着され、運動棒 5 との連結を歪なく行なう。運動棒 5 に取付けた制振部材 28 は凹部屋 20 内に貯留されたグリース状物質 21 内で運動して弁 7 の振動を押える。しかしバネ 10 もグリース状物質 21 内に侵入して配設されている為制振作用を有する。これはバネ押 12 とそれに固定したハンドル 15 及びハンドル 15 が螺合するケース 1 のネジ部 14 により、圧力設定の為にハンドル 15 を回してバネ押 12 でバネ 10 の圧縮量を調整する。これによりバネ 10 のグリース状物質 21 内への侵入深さも変り、バネ 10 の全長に対するグリース状物質 21 内への侵入の割合が変化することにより、設定圧が高いか低いかでバネによる減衰特性や、動的状態でのバネ特性が変化し、制振効果と応答性の関係でより微妙な効果を引き出すことが出来る。

これら固体又は半固体のグリース状物質 21 を利用した制振装置は、流体では得られない強力な制振効果を發揮する。

15 ここで流路室 17 は大気圧に、流路室 16 は流路 16 から制御圧ライン 23 にフィルター 32 を介して連絡する。ダイヤフラム 6, 2 の間の区画室 3 は流路 18 により大気圧に連絡するが、流路 18 を細孔にし流通を絞ることにより、ダイヤフラム 6 は小径で、ダイヤフラム 2 は大径であることから弁 7 と共に運動棒 5 が動くと、区画室 3 はポンプ作用をし、区画室 3 内の空気は流路 18 を流入流出し、大きな振動に対しては空気制振装置としての制振効果を發揮する。

20 区画室 4 は流路 19 により、フィルター 33 を介して駆動力ラインであるパイロットライン 22 に接続する。パイロットライン 22 は、圧力制御を必要とする制御対象部の圧力も検知・導入する。区画室 4 内のパイロットライン 22 からの圧力と区画室 3 の圧力との

12

5

差圧によりダイヤフラム2は駆動される。ダイヤフラム6は、区画室3と、流路室16aに接続する制御圧ライン23からの圧力との、差圧で駆動力を受ける。ダイヤフラム6の径は小径としてあり、ダイヤフラム2の大径の駆動力から、ダイヤフラム6の小駆動力を差引いた力で運動棒5と共に弁7は駆動される。

ハンドル15をネジ込むことにより、ハンドル15に固定されたバネ押12はバネ10を圧縮し、運動棒5を通して弁7を閉じる方向に押圧し、圧力の設定が行われる。

10

15

また、この本発明圧力制御弁の構造は、開閉手段・制振手段及び付勢手段及び、流体圧を受けるダイヤフラムによる駆動力を発生する弁作動部とそれらの運動手段に於て、付勢手段のバネの圧縮量を調整するネジ部14、及び付勢力を伝達する支点部、以外には摺動部を設けない非摺動形構造とし摩擦抵抗の影響をほとんど除外し、またダイヤフラムやベローズ等の拡大受圧面積を有し、強力な駆動力で弁を駆動する構成と前記制振装置との組合せとなっている圧力制御弁である。

ここで人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置も含めて説明すると、

20

圧力を制御する対象の制御対象部としての、人工心肺装置のリザーバー26は、患者からの血液を脱血ライン41を通して吸引脱血し、それを貯留し、貯留した血液を送血ライン42に導く。更に人工心肺装置としては、リザーバー26から送血ライン42上の送血ポンプ43により人工肺44へ血液を送り、人工肺44から循流ライン45により患者へ血液を環流させる。

この吸引脱血の為に、リザーバー26は内部を負圧に保ち患者からの血液を吸引する。リザーバー26内を負圧にする為に、負圧源

リザーバーを吸引して、リザーバー内の圧力を低減する。

13

24からの負圧ライン25をリザーバ26へ接続する。この圧力を制御する為に負圧ラインから分岐した制御圧ライン23を設け、これを本発明圧力制御弁へ接続する。ここでパイロットライン22を設ける場合と設けない場合とがあり、先ずパイロットライン22を設ける場合について説明すると、リザーバー26の内圧が初期設定圧より下ると、パイロットライン22を通った圧力は区画室4の圧を下げ、区画室3の大気圧と区画室4の下った負圧との、差圧力を受けるダイヤフラム2に駆動力を発生させ、バネ10の押圧力に抗してダイヤフラム2を変位させ、運動する弁7の開きを拡大し、流路室17から弁7を通過して制御圧ライン23への空気流入量を増加させ、リザーバー26内の圧を上げ、リザーバー26内の圧を元に戻す。

リザーバー26の内圧が初期設定圧より上ると、この逆の作動が発生し、弁7の開きは減少し、負圧ラインへの流入空気量は減少し、リザーバー26内の圧は下ることになりリザーバー26内の圧を小にする。

以上は本発明圧力制御弁を利用した、真空回路として、従来の、負圧ラインの流路の開き面積を可変に調整する真空圧制御方式に対し、負圧ライン25に制御圧ライン23から空気を送り込む方式を用い、それを人工心肺装置に応用したものである。更には制御対象部としてのリザーバー等から本発明圧力制御弁の駆動源としてのパイロットライン22を本発明圧力制御弁の区画室4に接続し、弁7の駆動力を制御対象部より得るという方法で精密な制御性能が得られたものである。

先ず、この真空回路では制御対象部としての真空圧装置やリザーバーへの流入空気が少ない場合も素早く圧力の上昇が出来る。し

14

かし、 $1/1000$ 気圧単位の精密な制御では本発明圧力制御弁40とリザーバー26の間の配管による圧力損失も特性に悪く影響する。従ってこの配管の為の圧力損失による特性上の影響を取り除く為に、パイロット駆動方式を開発した。

5 ここで、パイロットライン22を設けない場合は、本発明圧力制御弁の内の流路19を流路室16aに直結させる内部パイロット方式となる。

10 この前記内部パイロット方式では、弁7の駆動部であるダイヤフラム2により構成された区画室4に掛る圧力は、圧力の導入部が流路室16の圧力を検出している為、配管の流動損失圧等も検出して制御圧力は制御対象部としてのリザーバー26の圧力を制御せず、本発明圧力制御弁40の流出口付近の圧力を制御し、制御対象部としての前記リザーバー26の圧力は配管等の流量の大小により変化する、流動損失が加わった値となり、いわゆるオーバーライド特性が悪くなる。しかし配管は簡単になる。

15 これに対し、制御対象部としてのリザーバー26の圧力をパイロットライン22で直接区画室4へ導入し、ダイヤフラム2の駆動力とするパイロット駆動方式では、区画室4はパイロットライン22に接続する以外は閉じられた回路であり、パイロットライン22の内は流体の流れがほとんどない。この為流動損失による誤差はなく、制御対象部の圧力はそのまま駆動部の区画室4へ伝達し、配管の流動損失による悪影響のない精密な圧力制御が行える。

20 第3図は、第1図で示した圧力制御弁の変形で2ヶの大小ダイヤフラムが直角に設けられ、圧力設定ハンドルも水平方向に取出し操作性が変えてあるものである。

25 これは本発明圧力制御弁46、保持構造体としてのケース47内

15

の室4'8内を2枚の区画部材としてのダイヤフラム49, 50により区画室51, 52, 53と区分し、区画室53を開閉手段としての弁7は、流路室55と流路室56に区分し、流路室55, 56はそれぞれケース47の外部に流路57, 58を開口し、区画室51, 52もそれぞれケース47の外部への流路59, 60を有す。運動手段として、弁54の中央に設けた凹室61に枢支され、小径ダイヤフラム50に垂直に接着し、区画室52に入る運動棒62と、運動棒62に設けた支点部材64と、大径ダイヤフラム49の中央に設けた支点部材66と、で支持され、その中央を区画室52内の内壁に設けられた支点部材65(これら支点部材は弾性材で構成され、その弾性変形により回動可能な支点の機能をする)により支持されたL字形リンク63と、等の運動部材が設けられている。

付勢手段としては、バネ10は区画室51内でダイヤフラム49の支持部材66の着接部の反対面に着座し、バネ押68の端部にもう一端を着座させている。バネ押68はケース1に螺合し、ケース外部にハンドル69を持つ。ケース1に螺合し区画室52内へ延びた制振部材としてのネジ棒81と、運動棒62に設けた貯留室82と、その内のグリース状物質21内に深く侵入したネジ棒81とは、制振装置を構成する。弁7は、一端をケース47に螺合し、流路室56に突設したネジ13に嵌着し、他方を弁7の中心突設部87に嵌着させ、弁7を運動棒62に向って付勢させるバネ30を有する。

ここで流路57と59とは、同じ低圧の圧力ラインから、流路58と60は同じ高圧の圧力ラインからの圧力を印加して用いる。

ここで流路58と60の一定圧の高圧をかけた場合、流路57と59の低圧制御が行える。すなわち、同一圧力ラインに接続する流路57と59の圧はバネ10の圧縮力により設定される。

16

流路 5 7 と 5 9 の圧が設定圧より下ると、区画室 5 2 と区画室 5 1 との圧力差よりダイヤフラム 4 9 はバネ 1 0 を押圧して変位し、連動する連動棒 6 2 により弁 7 は開口面積を増大し、流路室 5 6 から流路室 5 5 へ流体を補給し、流路 5 7 と 5 9 の圧が元に戻る様に操作する。従って高圧を大気圧とすると低圧は負圧の制御が出来、逆に低圧を大気圧とすると高圧は正圧の大気圧以上の高圧の制御が出来る。

また、高圧側の流路 5 8 と 6 0 に定圧装置を接続し大気圧より高い一定圧に設定すると、流路 5 8 と 5 9 は負圧から大気圧の設定圧まで正負に渡って制御出来る。ここで、流路 5 7 と 5 8 は高圧・低圧への接続を入れ替えても同様に制御出来る。

また、流路 5 9 は、第 1 図に示したと同様パイロットラインとして制御対象の圧力ラインに接続して用いることが出来る。

ここでパイロットラインをケース 4 7 の内部に設けた内部パイロット方式では、負圧制御では流路 5 9 に接続する内部パイロットライン 8 3 を設け、流路 5 9 の開口部 8 5 をメクラプラグ等で閉塞し、外部のパイロットラインを省略し外部配管を省略出来る。メクラプラグ 8 4 で内部パイロット 8 3 を閉塞し、外部パイロットとする事も出来る。内部パイロットは流路 5 8 と 6 0 を接続することも同様である。またダイヤフラム 4 9 と 5 0 を入れ変えることも可能である。

第 4 図は、第 1 図に示す本発明圧力制御弁の変形で、これは大小を問わない 2 枚のダイヤフラム共が駆動力を持つ為、弁が小型に出来る。

第 4 図にて説明すると、本発明圧力制御弁 9 0 の保持構造体としてのケース 9 1 内の室 9 2 に設けた区画部材としての 2 枚のダイヤ

5 フラム 93, 94 により区画された区画室 95, 96, 97 を有し、
ダイヤフラム 93, 94 の間の区画室 96 は開閉手段としてのダイ
ヤフラム 93, 94 により支えられた運動棒 98 の中間に設けた弁
99 と、区画室 96 内に設けられた弁座 100 と、により区分され
10 た流路室 101, 102 と、各流路室からケース 91 の外部への、
それぞれの流路 103, 104 と、各区画室 95, 97 からケース
91 の外側への流路 105, 106 と、付勢手段としては区画室 9
5 内に設けたダイヤフラム 93 を介して運動棒 98 を付勢するダイ
ヤフラム中央に一端を着座させ、他端をバネ押 68 の端部に着座し
15 たバネ 10 とケース 91 に螺合し、ケース 91 の外部にハンドル 6
9 を有し、圧力を設定する為に弁 99 を閉じる方向に付勢し、バネ
10 の圧縮量を調整するバネ押 68 と、制振装置として区画室 97
内に延長した運動棒 98 の一部により成る制振部材 108 と、弾性
材又は柔軟材又はそれらの組合わせを用いて構成された 2 枚のフタ
部材 109 と、両端を開口したパイプ状の貯留室 110 と、貯留室
20 110 の両端開口部をフタした 2 枚のフタ部材 109 と、フタ部材
109 と共に貯留室 110 を貫通した制振部材 108 と、グリース
状物質 21 を満たした貯留室 110 と、区画室 97 内に制振部材 1
08 が弁 99 と共に運動可能に配設され、室 92 に固定した貯留室
110 と、よりなる構成を有し、そしてこの制振装置は、制振部材
25 108 が軸方向に移動すると、貯留室 110 とフタ部材 109 と制
振部材 108 の断面は、中心軸から半分を考えると、そこは菱形と
なり、そこでの面積変化はない。貯留室全体で見ても制振部材 10
8 の移動からフタ部材 109 に微小な変形はあるが、貯留室内の体
積変化はなく、制振部材 108 にはグリース状物質 21 のせん断抵抗
のみが働くことになる。

18

さて圧力配分は、区画室 97 と流路室 96 には高圧を、区画室 95 と流路室 102 には低圧を印加して圧力制御を行なう。この場合ダイヤフラム 93, 94 は同じ方向に推力を発生する為、ダイヤフラムの面積は同じダイヤフラムを用いた場合 1 枚当りは半分で良く、
5 圧力制御弁は細く小型に出来る。

第 5 図に説明する本発明圧力制御弁は、第 4 図に示すものと開閉手段のみが異なる。弁 99a は弁閉の状態が弁座 100a に狭い隙間で嵌合し、狭い重り部分 100b で流路を遮断するスプール弁形式の閉塞方法を用いる。本発明ではこの状態も弁着座の定義領域に入れる、を有する圧力制御弁である。
10

第 6 図にて説明する本発明圧力制御弁は、原理構成は第 1 図に示すものと同じであるが使い捨てタイプの真空圧制御弁である。

これは、本発明圧力制御弁 115 は外枠形の保持構造体 116 と、区画部材のベローズ 117a により構成された環状の区画室 117 と、この独立した区画室 117 を保持構造体 116 に固定する複数の固定装置が有り、この装置としては保持構造体 116 にピン 120 で止められ、バネ 119 で付勢されているカムレバー 118 となりなる。この固定装置により区画室 117 は保持構造体 116 に取付け・取外し出来る。この取外し可能な区画室 117 からは流路 21 が設けられている。区画室 117 の中央に配した貯留室 122 の底部外側には環状溝 123 があり、ここには区画室 117 の内側環状縁部 123a が取外し可能に嵌合する。またグリース状物質 21 を充填させた貯留室内底部には、制振部材を兼ねたバネ 10 が固定され、バネ 10 の他端はバネ押 68 に装着され、バネ押 68 は保持構造体 116 に螺合し、バネの圧縮量を調整し、貯留室 122 の下部に設けられたホース押 126 への付勢力を調整する。保持構造
15
20
25

19

体116に固定したホース保持部材127に保持された取外し出来るホース128と、ホース128を押圧するホース押し126によりホースは押圧変形され、流路面積を変化させ流量制御を行なう。流路121からの負圧力と外部大気圧とにより区画室117は変形伸縮し、これと対向する力のバネ124の付勢力とのバランスでホース押し126は押圧力を発生し、ホース128を変形して圧力を変化させる。流路121とホース128は負圧源24と制御対象部からの負圧ライン25に制御圧ライン23として接続し、ホース128と区画室117は使用の都度廃却出来る。区画室117は弾性材又は柔軟材又はそれらを組合わせて用いた構成で、硬質部材を含む場合もある構造で作られる。

ホース121からの負圧が設定圧以下になると区画室117はバネ124の力に抗して大気圧により縮小し、ホース押し126によるホース128の押し量を少なくし、ホースから制御対象部26への空気の流入を増加させ制御圧の上昇をさせる。負圧が設定圧より上がるとこの逆の作用をする。

第7図に説明する本発明圧力制御弁は、第6図の圧力制御弁に於てホース128の代りに取外し可能な簡易開閉手段としての開閉弁159を組んだものである。この開閉弁159も使い捨てタイプとする。弁本体160に設けた一方にホース接続部161とそれに連通する開口部162と、それを開閉する弾性部材163に開口部162を開く方向に支えられた、開口部162を開閉する弁164と、よりなる開閉弁159を、ホース保持部部材127に取外し可能に嵌合して用いる。嵌合はホース保持部部材の弾性を利用して行なう。ホース押し126の移動で弁164を開閉する。

第8図に示す本発明圧力制御弁130は、ダイヤフラム1枚の

20

簡単な構成のものである。保持構造体としてのケース 131 内の室 132 を区画部材としてのダイヤフラム 2 により区画した、区画室 134 と他方の区画室を開閉手段としての弁 135 と弁座 136 とにより流路室 137 と流路室 138 とに区分し、区画室 134 、流路室 137 、流路室 138 からは、それぞれケース外部への流路 139 、140 、141 を有し、区画室 134 内には付勢手段として、バネ 10 とケース 131 に螺合し、一端にバネ 10 を嵌合し、他端のケース外側にハンドル 69 を有するバネ押 68 と、ダイヤフラム 2 を介して弁 135 を弁座 136 方向へ付勢する様にダイヤフラム 2 の中央に着座させたバネ 10 と弁 135 に設けた制振部材 142 と、流路室 138 内に設けグリース状物質を充填させた貯留室 143 と、制振部材 142 をグリース状物質 21 内に侵入させた構成の制振装置とバネ 10 による圧力設定を 0 にしたとき弁 135 を押し上げる為に弁 135 に着接し、流路室 138 内に配設した弁 135 の重量を支える程度のバネ 133 を有し、また流路 139 は、流路 141 にケース内またはケース外で直結することもある圧力制御弁。

第 9 図に示す本発明の圧力制御弁 145 は、第 7 図に示す圧力制御弁に於て、弁の着座方向が逆でバネ 10 も引張式のバネに変更された例である。ケース 146 内のダイヤフラム 135 に取付けられた弁 147 は引張バネ 148 により引かれ、弁座 149 に着座する。ダイヤフラム 135 により区画された区画室 150 と他の区画室は、開閉手段としての弁 147 と弁座 149 により流路室 151 と流路室 152 と区分され、流路室 152 内の弁 147 は流路室 152 内に設けられた制振部材 153 と運動し、区画室 150 内の付勢手段 154 は、引張バネ 148 によりダイヤフラム 135 も弁 147 も図中上方に引かれ、開閉手段を閉じる方向へ付勢される。区画室 1

21

50, 流路室151, 152からはケース外部への流路155, 156, 157を有する圧力制御弁。

流路155は流路157にケース146内外で直結することもある。

5 第10図に示す圧力制御弁は、より簡単な本発明圧力制御弁165を示す。本発明圧力制御弁165の保持構造体としてのケース166内の室167には、開口部168を持つ弁169と弁169を有し区画部材としてのダイヤフラム170、又はベローズにより区画される流路室171と流路室172と、流路室172と弁169に取付けた流路室171と172を連通させる連通孔173を有し弁169上に冠着したバネ受け174と、バネ受け174に着座するバネ10、バネ10を嵌着させたバネ押68、それに付いたハンドル69により構成された弁169を閉じる方向に付勢する付勢手段と、弁169を着座させる流路室172内に弁169の開口部168に向って突設した弁座175とバネ受け174に流路室172に侵入させた形で取付けた制振部材としての非線形バネ178aと、グリース状物質21を充填させ、その内に非線形バネ178aを侵入させ、弁座175内に設けた貯留室176と、貯留室176の底面部を上下させ、グリース状物質21の上面を上下させ、非線形バネ178aのグリース状物質21内への侵入量を調整するケース166の下部に螺合された制振ネジ177と、ケース166の外部へ連通する流路室171, 172各からの流路178, 179となりなる圧力制御弁。

10

15

20

25 第11図にて説明する本発明圧力制御弁180は、付勢手段として電磁力を用いたものである。

これはフランジャー181を回動自在に支える、磁路としてのフレ

22

ーム185に設けた支点182と一端をフレーム185に固定し、他端をフラッパー181に固定した板バネ183と、ノズル184にフラッパー181を電磁的に吸引させる為のノズル184の外周部に設けたコイル186と、ノズル184のフラッパー181により開閉される流路187とよりなるノズルフラッパー弁180に於て、支点182に対しノズルと反対側に延長し板状の支点182を中心とした円弧状の制振部材188と貯留するグリース状物質21内に制振部材188を侵入させた貯留室189による制振装置を有するノズルフラッパー式圧力制御弁。

これによりフラッパーの微細振動を押えることが出来る。

第12図にて説明する本発明圧力制御弁は、サーボ弁等のスプール弁タイプの電磁駆動弁の制振装置付のものである。圧力制御弁としても用いられる。

弁本体210内に摺動可能に配したスプール弁211の移動によって弁本体に設けた流路P, A, B, Tを切換えるトルクモーク等の電磁駆動装置212により駆動される圧力制御弁に於て、スプール弁211に設けた運動手段としてのロッド213に取付けられた制振部材214とグリース状物質21を充填させ、グリース状物質21と制振部材214を接触させて配設された貯留室215を有する圧力制御弁。ここで制振部材としては棒状、板状、網状、バネ状等の形状を用いることが出来、貯留室はフタ部材でフタをすることも出来る。また制振部材214はグリース状物質21内に傾斜角を持って侵入させたものである。流路はA, Tのみもある。

第13図aは、本発明に利用される制振装置の例を示す。三角形の多孔板の制振部材191を用いた制振装置で、これは貯留室192内のグリース状物質21(グリース又はその類似品を表わす)内

23

に侵入した時、板に設けた多数の孔の内のグリースは板と共に動く為、せん断抵抗は孔がない状態と同じに計算出来る。これは網状のものについても同様で、これは動特性を考えた場合、この制振部材は制振効果に対する重量は軽くなり制御性は良くなる。

5 また三角形の形状は、グリース状物質 21 内に侵入した制振部材 217 のせん断抵抗を受ける面積が侵入深さと線形に比例しない形状を示す。これから制振部材 217 の移動に対するグリース状物質 21 によるせん断抵抗は非線形特性を示す。

10 第 13 図 b は、制振部材として金網パイプ状の制振部材 193 で端部が斜めになっているもので、やはり非線形特性を示す。

15 第 14 図に示す制振装置は、パイプ状貯留室 110 の両端を弾性材又は柔軟材又はそれらの組合せを用いて構成されたフタ部材 109 により密閉し、内部にグリース状物質 21 を充填し、制振部材 108 を貫通させ、フタ部材 109 は制振部材 108 に固定させてある。

ここで制振部材 108 が短いストロークで移動すると、内部のグリース状物質 21 は体積変化なしでズレ移動のみをし、せん断抵抗力を生ずる。これは液体中や高圧下でも利用出来る。

20 第 15 図に示す制振装置は、制振部材 194 がグリース状物質 21 に対し傾斜角を持って侵入するものであり、抵抗の変化率を大きく取ることが出来る。

第 16 図に説明する回路は、本発明真空回路装置を示す。

25 この真空圧力の制御対象部 216 としての、各種の真空装置としては、吸引装置、吸着装置、人工心肺装置用リザーバー等がある。この真空回路装置としては、負圧源 24 から真空圧力の制御対象部 216 までの負圧ライン 25 を設け、負圧ライン 25 から分岐して

24

制御圧ライン 23 を真空の本発明の圧力制御弁 130 の開閉手段のある室に連通させる。制御対象部 216 からパイロットライン 22 を真空の本発明の圧力制御弁 130 のダイヤフラム 2 により、区画された圧力制御弁を駆動する。区画室 134 に連通する、制御対象部 216 の圧力は、パイロットライン 22 を通りダイヤフラム 2 を加圧し、直接弁の駆動力になり、これによりは制御対象部 216 の圧力を制御する。

ここで、パイロットライン 22 と負圧ライン 25との間に制御対象部 216 としての真空回路中にフィルター 219 を設けることがあるが、このフィルター等に目つまりが起ると、パイロットライン 22 を所定の圧に保つために、負圧ライン 25 と制御圧ライン 23 が異常に圧力が下ってしまうことがある。この為、逆流チェック弁等を設けたバイパスライン 218 をパイロットライン 22 と負圧ライン 25 又は制御圧ライン 23 との間に設けることも良い。この回路で制御対象部 216 へ真空作用部から外部の空気が流入する場合、流量が 0 の場合でも圧力制御は素早く行える。

第 17 図、これは第 1 図に説明した人工心肺装置に於ける吸引脱血装置にフィードバック制御を行い、更に精度を上げた人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置である。

本発明圧力制御弁 40 の付勢手段を機械的なバネ 10 から、電磁駆動方式のトルクモーター や電磁比例ソレノイド等を用いた改造例を示す。図はコイル 220 を含んだ電磁構成によりコイル 220 に電流を流すと、電磁力により弾性支材 224, 225 により支えられた可動鉄芯 229 に推力が発生し、それが運動部材 223 を介して運動棒 5 を押し、電流値に対応した押力が加えられ、圧力制御弁の圧力設定を電流値によって行なうことが出来る。制振装置 230

は弁 7 に連動する。

リザーバー 26 に設けた圧力検出部 226 は、リザーバー内の圧力を検出し、それをフィードバックライン 227 によりフィードバック信号としてコントローラー 228 に入る。コントローラー内では、フィードバック信号は圧力制御弁の圧力設定の為の指令信号のレベルに調整され、指令信号との差の信号を更に指令信号に加減し、調整し、コイル 220 の駆動電気として送る。これを駆動電気としてコイル 220 に送り、電磁力を修正し設定圧力の誤差を修正する。

第 18 図に示す本発明は、人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置の安全回路を有するタイプである。

これは人工心肺装置に於て、リザーバー内を負圧にする圧力制御弁に故障が発生した場合、すぐ手動調整の制御弁に切換える装置で、これは切換弁 231 を用いる。切換弁 231 はパイロットライン 22 と制御圧ライン 23 とに設けられ、通常はそれぞれのラインをそのまま連通しているが、切換時はパイロットライン 22 を遮断し、制御圧ラインを大気に開放する。また制御圧ラインのリザーバー側に可変絞り弁 232 を設け圧力を絞り弁で調整するものである。また内部パイロット方式では、パイロットラインのないものとなる。

第 19 図に説明する回路は、本発明真空回路装置を示す。

これは第 16 図に示す真空回路装置に於て、この真空圧力の制御対象部 216 の圧力を正圧領域にまで制御する為に、本発明の圧力制御弁 40 の大気開放された区画室からの流路 234 と該開閉手段の大気開放された流路からの流路 235 とを大気圧以上の一定圧を発生する定圧装置 233 に接続した真空回路装置。

これは圧力を正負にわたって制御出来る。

第 20 図に示す本発明圧力制御弁は、第 6 図に示す圧力制御弁 1

26

15 の区画室 117 を多層にしたもので、区画室 117 ごとに異なった制御、例えば積分回路にしたり、として多様な制御が出来るものである。これは、保持構造体 236 内に独立した区画室 117 が多段に固定装置のカムレバー 118 により取付けられ、それらが共 5 同してホース押し 237 を制御する、圧力制御弁である。

図 21 に説明する人工心肺装置は、血液が大気とほとんど接触しない閉鎖回路と称されているもので、患者にとって負担の少ない装 10 置である。これは脱血ライン 240 はリザーバー 242 への流路 241 と、バイパスライン 243 とに分岐し、リザーバー 242 内に貯留した血液を送る為の前記バイパスライン 243 と合流する送血 15 ライン 244 と、それに接続しリザーバー 242 やバイパスライン 243 からの血液を人工肺 246 へ送る送血ポンプ 245 と、人工肺 246 からの血液を人体へ環流させる環流ライン 247 と、その他、術野からの出血や心腔内からの血液を貯留する心腔内リザーバー 248、その貯留血液をポンプ 249 を介してリザーバー 242 へ送る流路 250 と、よりなり。

リザーバー 242 への回路の開閉とリザーバー 242 内の圧力の調整を大気圧、負圧の間で行ない。リザーバーから、バイパスライン 243 による閉鎖回路への血液を調整し、閉鎖回路内での循環血液量を容易に調整出来る様にしたものであるが、この困難なリザーバー内圧からの調整を第 16 図又は第 17 図又は第 18 図、又は第 20 第 19 図に示す真空圧回路装置又は人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置のいずれかを用いた、リザーバー圧力装置 251 を用いたものである。

産業上の利用可能性

精密な制御を必要とする分野で、特に空気圧による制御、またその中でも特に真空圧制御の領域に於て、精密制御を可能とした為、一般産業用や医療機械装置に於て広く利用出来る。

請求の範囲

1. 流体の流路を開閉する開閉手段と

該開閉手段と運動手段により運動し、付勢手段と、該開閉手段と
該付勢手段とを配設した保持構造体とよりなる圧力制御弁に於て、
グリース状物質を貯留した貯留室と、

該貯留室内の該グリース状物質内に侵入させた制振部材と、該貯
留室と該制振部材とを往復運動の相対運動を可能とした構成と、よ
りなる制振装置を有し、

10 該開閉手段と該制振装置の可動部を運動させる運動手段と、を有
し、それらを該保持構造体内に配設した、該開閉手段に制振効果を
与えることを特徴とした圧力制御弁。

2. 請求項1に記載の圧力制御弁に於て、

15 該制振部材が該貯留室内のグリース状物質内に侵入する侵入深さ
を調整する調整手段を有する制振装置を備えた圧力制御弁。

3. 請求項1又は2に記載の圧力制御弁に於て、

該制振部材が該貯留室内のグリース状物質内に侵入したときのグ
リース状物質との接触面積が、侵入距離に対して非線形に変化する
形状の制振部材を有する制振装置を備えた圧力制御弁。

20 4. 請求項1又は2, 3に記載の圧力制御弁に於て、

一方を開口した該貯留室と、該貯留室の開口部から該貯留室内の
グリース状物質内に侵入した制振部材と、よりなる制振装置を有す
ることを特徴としたもの。

5. 請求項1又は2, 3に記載の圧力制御弁に於て、

25 両側に開口部を有する貯留室と、該開口部をフタした、該フタ部
材を貫通し該フタ部材に嵌着した制振部材と、よりなる制振装置を

29

有するもの。

6. 請求項1又は2又は3又は4に記載の圧力制御弁に於て、

該貯留室内に該付勢手段を配設し、

該付勢手段の可動部分を制振部材として、該グリース状物質内に埋設した制振装置を有することを特徴とした圧力制御弁。

5

7. 請求項1又は2, 3, 4, 5, 6に記載の圧力制御弁に於て、

該開閉手段として、ノズルとフラッパーを有するもの。

10

8. 請求項1又は2, 3, 4, 5, 6に記載の圧力制御弁に於て、

該開閉手段を閉じる方向に付勢する付勢手段と、

該開閉手段として、弁と、該弁が着座する弁座との間で流路を開閉する構成を有する該開閉手段を備えた圧力制御弁。

15

9. 請求項1又は2, 3, 4, 5, 6に記載の圧力制御弁に於て、

該開閉手段として、該保持構造体としての弁本体内に設けたシリンダー室に摺動可能に嵌合したスプール弁と、該シリンダーと該弁本体側とを流通させる複数の流路と該スプール弁の移動により該複数の流路を開閉する流体・圧力制御弁。

10. 請求項1又は2, 3, 4, 5, 6, 7, 8に記載の圧力制御弁に於て、

20

保持構造体としてのケースと、該ケース内の室と、該室を区画する1個又は数個の区画部材と、該区画部材により区画された1個又は数個の区画室と、該区画室内に設けた該開閉手段により区分された流路室と、該流路室から該ケース外部への流路と、他の該区画室からの流路と、該区画部材と該開閉手段を連動する連動手段と、該連動手段を閉じる方向に付勢する付勢手段と、を有する圧力制御弁。

25

11. 請求項10に示す圧力制御弁に於て、

該区画室に圧力を伝えた時、該開閉手段と該区画部材を連動させ

30

る運動手段としての運動部材が同じ方向に推力を受ける該区画室からの流路を制御対象部からのパイロットラインに接続し、他の区画室からの流路を大気へ開放する、又は他の区画室からの流路を一方の流路室へ接続した圧力制御弁。

5 12. 請求項10に示す圧力制御弁に於て、

該区画室に圧力を伝えた時、該開閉手段と該区画部材を運動させる運動手段としての運動部材が同じ方向に推力を受ける該区画室からの流路を一方の流路室へ接続し、他の区画室からの流路を大気へ開放する、又は他の区画室からの流路を他の流路室へ接続した圧力
10 制御弁。

13. 請求項7又は8に記載の圧力制御弁に於て、

保持構造体としてのケースと、該ケース内の室と、該室を区画する区画部材と、該区画部材により区画された区画室と、一方の区画室に設けた、該開閉手段により区分された流路室Aと、該区画部材に面する流路室Bと、該流路室Aと該流路室Bとに設けた該ケース外部への、それぞれの第1の流路と、第2の流路と、他の区画室に設けた該ケース外部への第3の流路と、該流路室Aと、該流路室Bとの間を連通遮断する該開閉手段と、該区画部材と該開閉手段を運動させる運動手段と、よりなる圧力制御弁。

20 14. 請求項13に記載の圧力制御弁に於て、

該第1の流路に該第3の流路をケース内部をも含んだ領域で合流させた圧力制御弁。

15. 保持構造体としてのケースと該ケース内の室を2個の区画部材により区画構成される複数の区画室と、該区画室に設けた開閉手段により区分された流路室Aと流路室Bと、該ケース外部への、流
25 路室A, Bそれぞれの第1の流路と、第2の流路と、他の各該区画

31

室から、該ケース外部への第3，第4の流路と、該区画部材に支持され、該区画部材と該開閉手段とを運動させる運動手段と、該開閉手段を閉じる方向に付勢する付勢手段とよりなる請求項7又は8，9に記載の圧力制御弁。

5 16. 該区画部材の間に設けられた区画室に配設された該開閉手段により区分された流路室と、隣接しない流路室と他の区画室との流路の少なくとも1組を合流させた回路構成と、よりなる請求項10又は15に記載の圧力制御弁。

10 17. 一方のみが区画部材に面する区画室に設けた該開閉手段により区分された流路室と、該流路室と他の区画室との流路の少なくとも1組を合流させた回路構成と、よりなる請求項10又は15に記載の圧力制御弁。

15 18. ハウジング内に、1個又は数個の区画部材と、それにより区画される1個又は数個の区画室と、該区画室の少なくとも1個に設けた外部への流路と、流入部と流出部を有する開閉手段と、該ハウジングと該開閉手段を取り外し可能に取付装置を保持する保持構造体と、該区画部材と該開閉手段を運動させる運動手段と、保持構造体に配設され、該開閉手段と運動手段により運動し、該開閉手段が閉じる様に付勢する付勢手段とよりなる請求項1又は2，3，4，5，6，7，8，9，10に記載の圧力制御弁。

20 19. 請求項16に記載の圧力制御弁に於て、該区画室からの流路を、該開閉手段の流出側の流路に接続させた圧力制御弁。

25 20. 1個又は複数個の区画部材と、該区画部材により区画構成され、保持構造体に取り外し可能に取付装置を保持された1個又は複数個の区画室と、該区画室の少なくとも1個に設けた外部への流通路と、該区画部材と、保持構造体に保持された付勢手段と、に運動す

32

る押圧部材と、付勢手段による該押圧部材への付勢力に対向した配置で該保持構造体に取付けられた押圧部材受と、開閉手段として、弹性材又は柔軟材により構成された一部又は全部が、ホース状で両端開口したホース部材を該押圧部材と該押圧部材受の間に挟み、該押圧部材に押圧されることにより流路を開閉する弁としての該ホース部材を取り外し・収納可能にした該押圧部材受とよりなる請求項1又は2, 3, 4, 5, 6, に記載の圧力制御弁。

21. 保持構造体としてのケースと、該ケース内の室の開閉手段により区画された流路室1と、流路室2と、該開閉手段としての該室を区画する弹性部材と該弹性部材に取付けた流路室1と流路室2を連通させる開口部を有する弁と、流路室2に設けた該弁が着座したとき、該開口部を閉塞する弁座とを有し、該流路室1と該流路室2の各々設けた該ケース外部へ連通する流路とよりなる請求項1又は2, 3, 4, 5, 6, 7, 8に記載の圧力制御弁。

22. 請求項10又は11, 13, 15, 17, 20, 21に記載の流体制御弁に於て、該開閉手段を閉じる方向に付勢させる該付勢手段と共に、該開閉手段を開ける方向に付勢させる第2の付勢手段を有する圧力制御弁。

23. 請求項10又は12, 13, 14, 15, 16, 19に記載の流体制御弁に於て、該開閉手段を閉じる方向に付勢させる該付勢手段と共に、該開閉手段を開ける方向に付勢させる第2の付勢手段を有する圧力制御弁。

24. 空気圧制御用としての請求項1又は2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 19, 20, 21, 22, 23に記載の圧力制御弁。

25. 真空圧制御用としての真空圧の制御を行なう請求項1又は2

33

又は3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 12, 14, 16, 19, 24
に記載の圧力制御弁。

26. 真空圧制御用としての請求項1又は2, 3, 4, 5, 6, 7,
8, 9, 10, 11, 13, 15, 17, 20, 21, 22に記載
5 の圧力制御弁。

27. 制御対象部としての真空圧装置と、該真空圧装置への負圧源
24からの負圧ライン25と負圧ラインから分枝する制御圧ライン
23と、又は真空圧装置からの制御圧ライン23と制御圧ライン2
3に設けた大気圧を流入させる圧力制御弁と、該圧力制御弁を構成
10 する保持構造体内の開閉手段の一方の流路に接続する制御圧ライン
23と、他方の流路を接続した大気に開放した流路とよりなり、該
圧力制御弁として請求項25に記載の圧力制御弁を用いた真空回路
装置。

28. 請求項27に記載の真空回路装置に於て、該圧力制御弁を構
成する保持構造体内のケース内の区画室からのパイロットラインを
15 制御対象部に接続した回路構成とよりなり、該圧力制御弁として請
求項25に記載の圧力制御弁に替えて請求項26に記載の圧力制御
弁を用いた真空回路装置。

29. 吸引脱血ライン41の接続した人工心肺装置用リザーバーと、
20 該リザーバーに接続し、空気を排出する負圧源に接続した負圧ライ
ン25と、該負圧ライン又は人工心肺装置用リザーバーに接続する
制御圧ライン23と、該制御圧ライン23に設けた圧力制御弁と、
該圧力制御弁を構成する保持構造体内の開閉手段の一方の流路に接
続する該制御圧ライン23と、他方の流路に接続した大気に開放し
25 した流路とよりなり、該圧力制御弁として請求項25に記載の圧力制
御弁を用いた人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。

34

30. 請求項29に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、該制御圧ライン23にフィルターを入れたもの。

31. 請求項29又は30に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、

5 該圧力制御弁を構成する保持構造体内のケース内の区画室からのパイロットラインを制御対象部に接続した回路構成とよりなり、該圧力制御弁として請求項26に記載の圧力制御弁を用いた人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。

10 32. 請求項29又は30に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、該制御圧ライン上に第1の切換弁を設け、切換前は該制御圧ラインは連通し、切換後は該制御圧ラインを大気開放ラインと連結する機能を有し、また該大気開放ラインからの吸引ラインとして続く該制御圧ラインを含んだライン上に可変絞り弁を設けた人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。

15 33. 請求項31に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、該パイロットラインに第2の切換弁を設け、切換前はパイロットラインは連通し、切換後はパイロットラインを遮断する機能を有し、該制御圧ライン上に第1の切換弁を設け、切換前は該制御圧ラインは連通し、切換後は該制御圧ラインを大気開放ラインと連結する機能を有し、また該大気開放ラインから吸引ラインとして続く該制御圧ラインを含んだライン上に可変絞り弁を設け、また第1、第2の切換弁は連動し同時に作動する、回路構成を有する人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。

20 25 34. 請求項31又は33に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、該パイロットラインを含んだパイロットライン接続部近くの人口心肺用リザーバーと、負圧ラインと制御圧ラインを

35

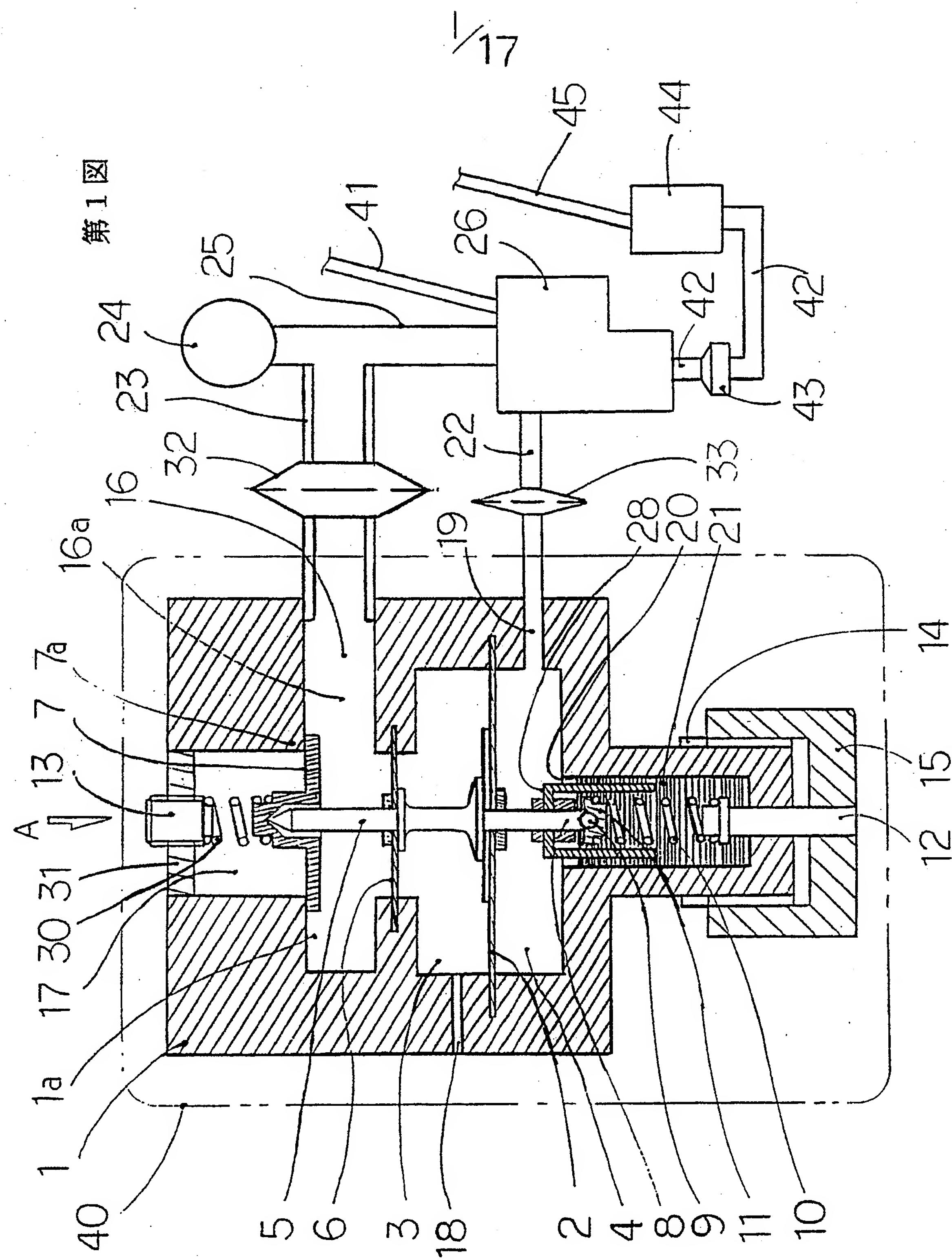
含んだラインと、の間にその間を直結するバイパスラインを設け、該パイロットライン側からは流体は流通し、逆方向へは流体の流れが抑えられる流通部を有する人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。

- 5 35. 請求項29又は30, 31, 32, 33, 34に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、該リザーバーに該リザーバー内圧を検出する圧力検出部を設け、圧力検出部からの圧力信号を伝えるコントローラーに接続するフィードバックラインを設け、コントローラーに外部から入る圧力制御弁の圧力を設定する為の指令信号と該フィードバックラインからの信号の加工したものとを、比較し、その差を指令信号に加減し、調整して出力するコントローラーと、該コントローラーからの駆動電気を受け、それにより該開閉手段を付勢する電気駆動による付勢手段を有する本発明圧力制御弁と、よりなる人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。
- 10 36. 請求項27, 28に記載の真空回路装置又は請求項28又は30, 33, 34, 35に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置に於て、圧力制御弁の大気に接続する区画室からの流路と該開閉手段の大気に開放した流路に接続する流路を設け、それぞれ大気圧以上の一定圧を発生する定圧装置に接続した人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置。
- 15 37. 脱血ラインを、脱血ラインから供給される血液を、貯留し送血ラインに導くリザーバーへの流路と、該脱血ラインから該リザーバーの出口ラインに直結するバイパスラインと、に分岐したバイパス回路を有し、該リザーバー出口ラインと合流したバイパスラインから送血ポンプに入り人工肺を経て環流ラインで血液を環流させる人工心肺装置に於て、該リザーバー内の圧力を、請求項27又28
- 20
- 25

36

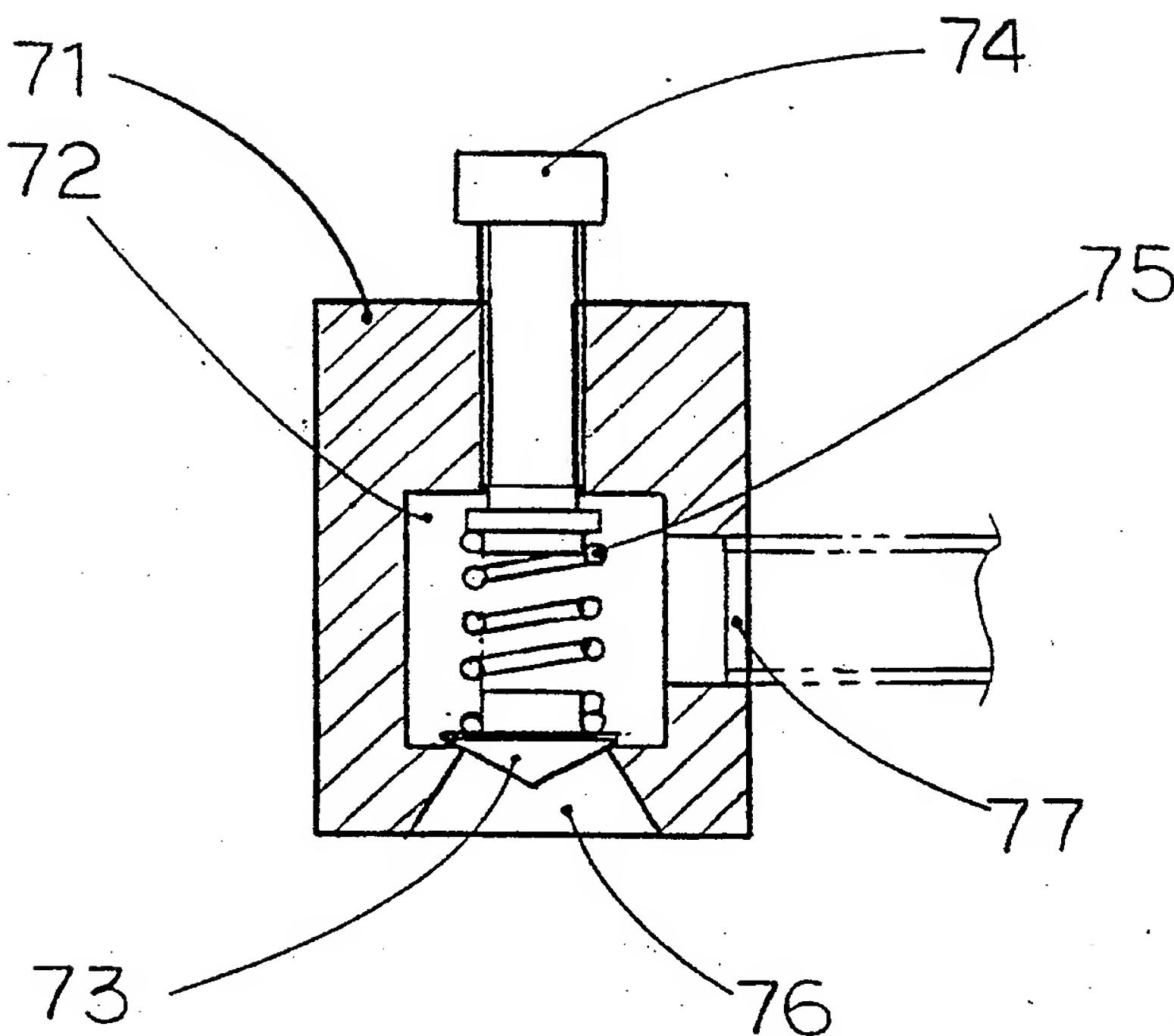
に記載の真空圧回路装置又は請求項29又は30, 31, 32, 33, 34, 35に記載の人工心肺装置用リザーバー内圧制御装置にて制御する構成を有する人工心肺装置。

38. 人工心肺装置用としての請求項24に記載の圧力制御弁。



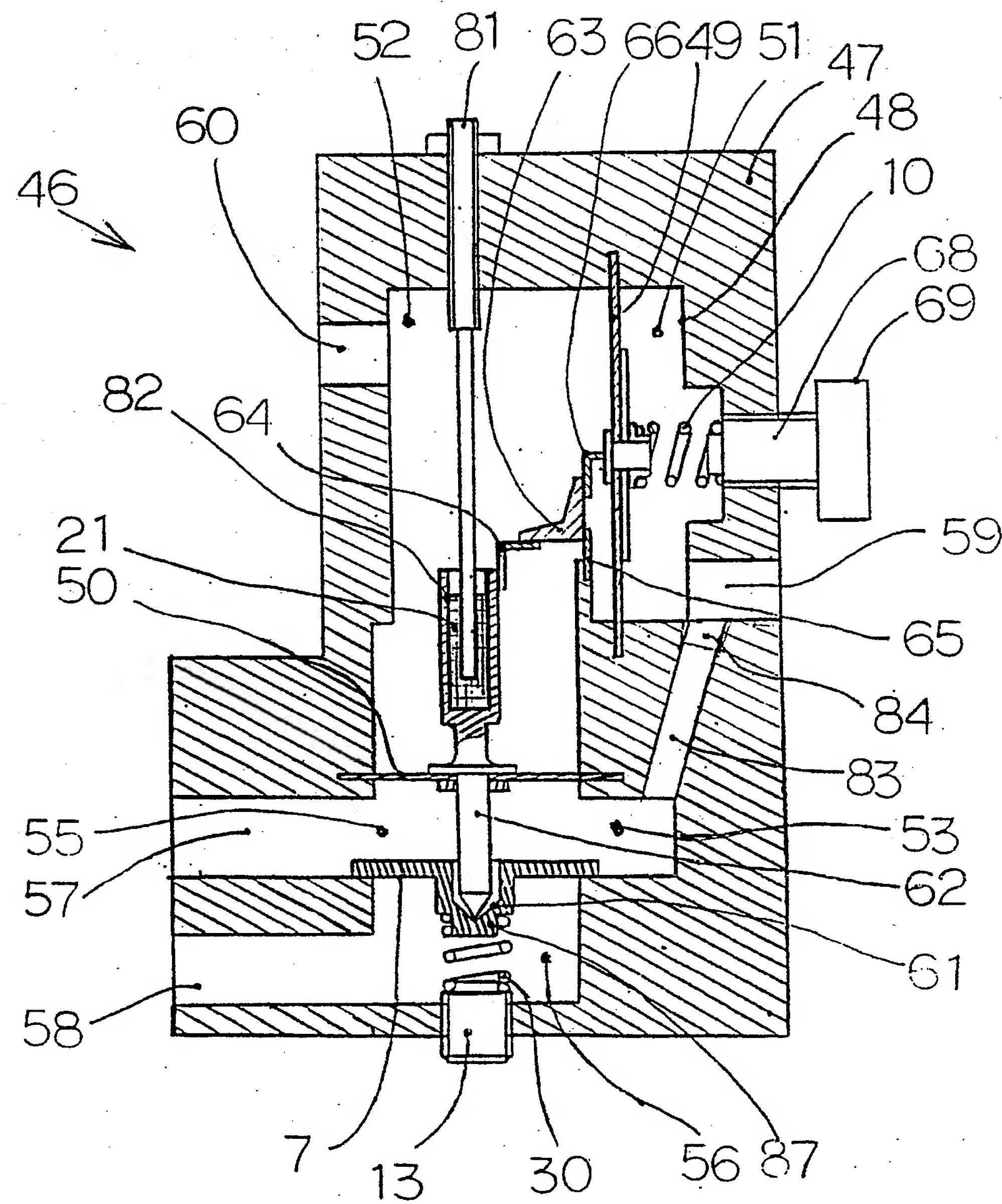
2/17

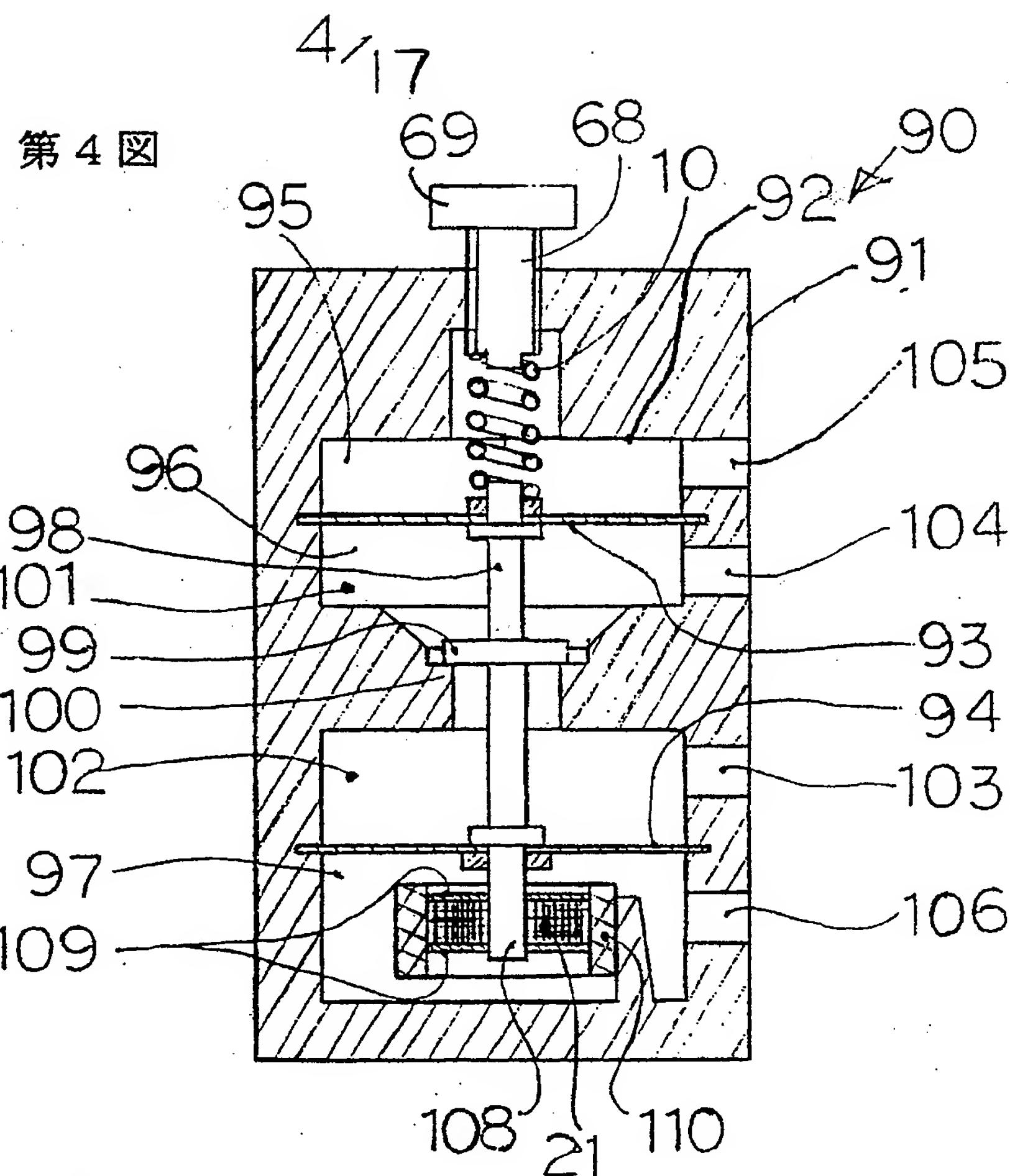
第2図



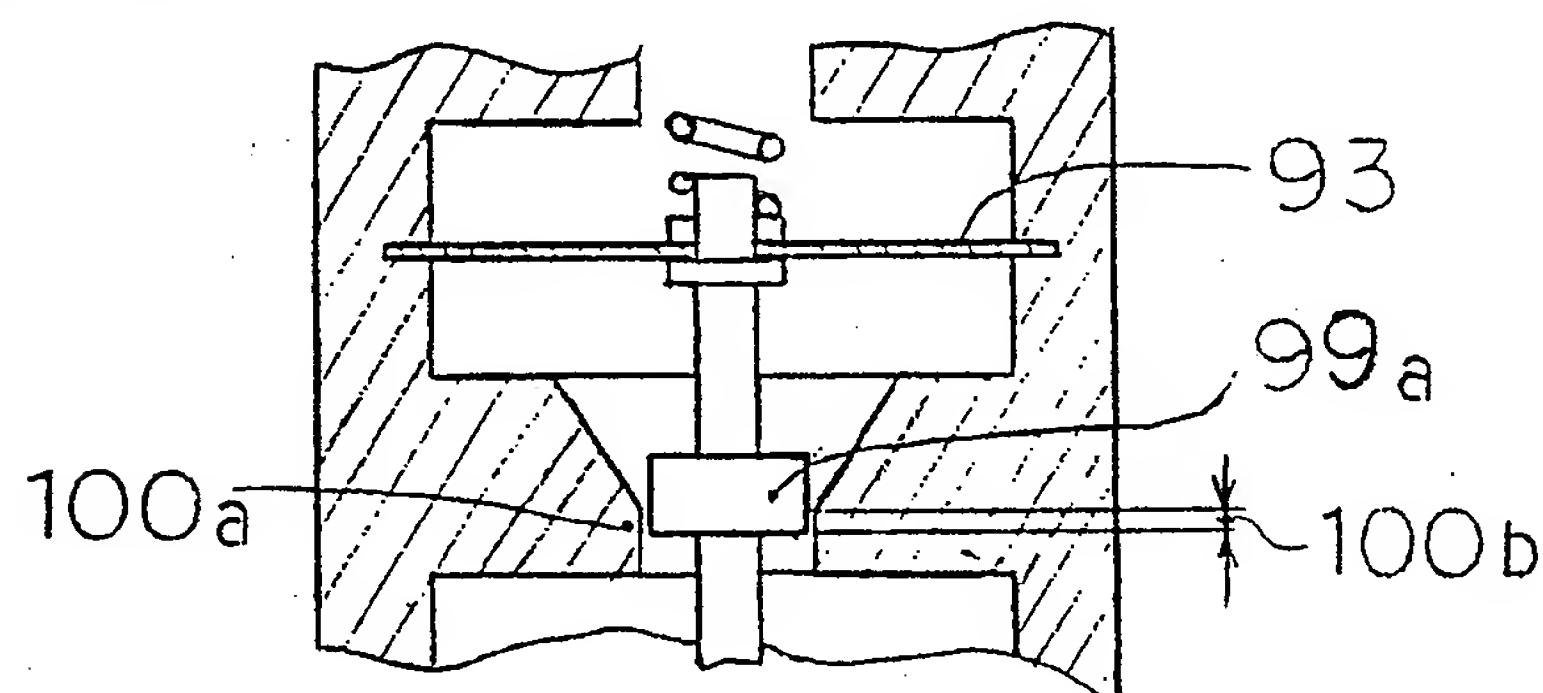
第3図

3/17



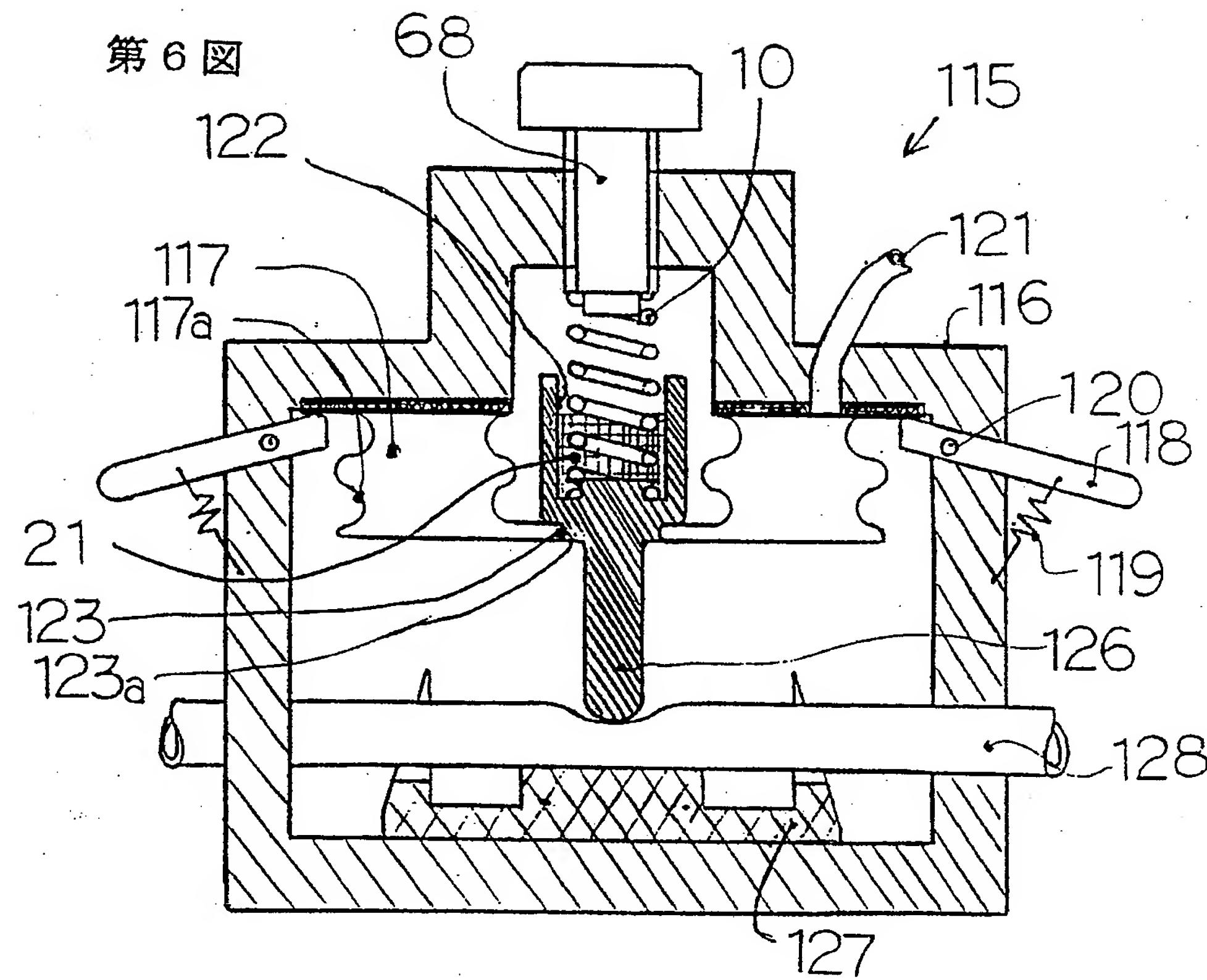


第5図



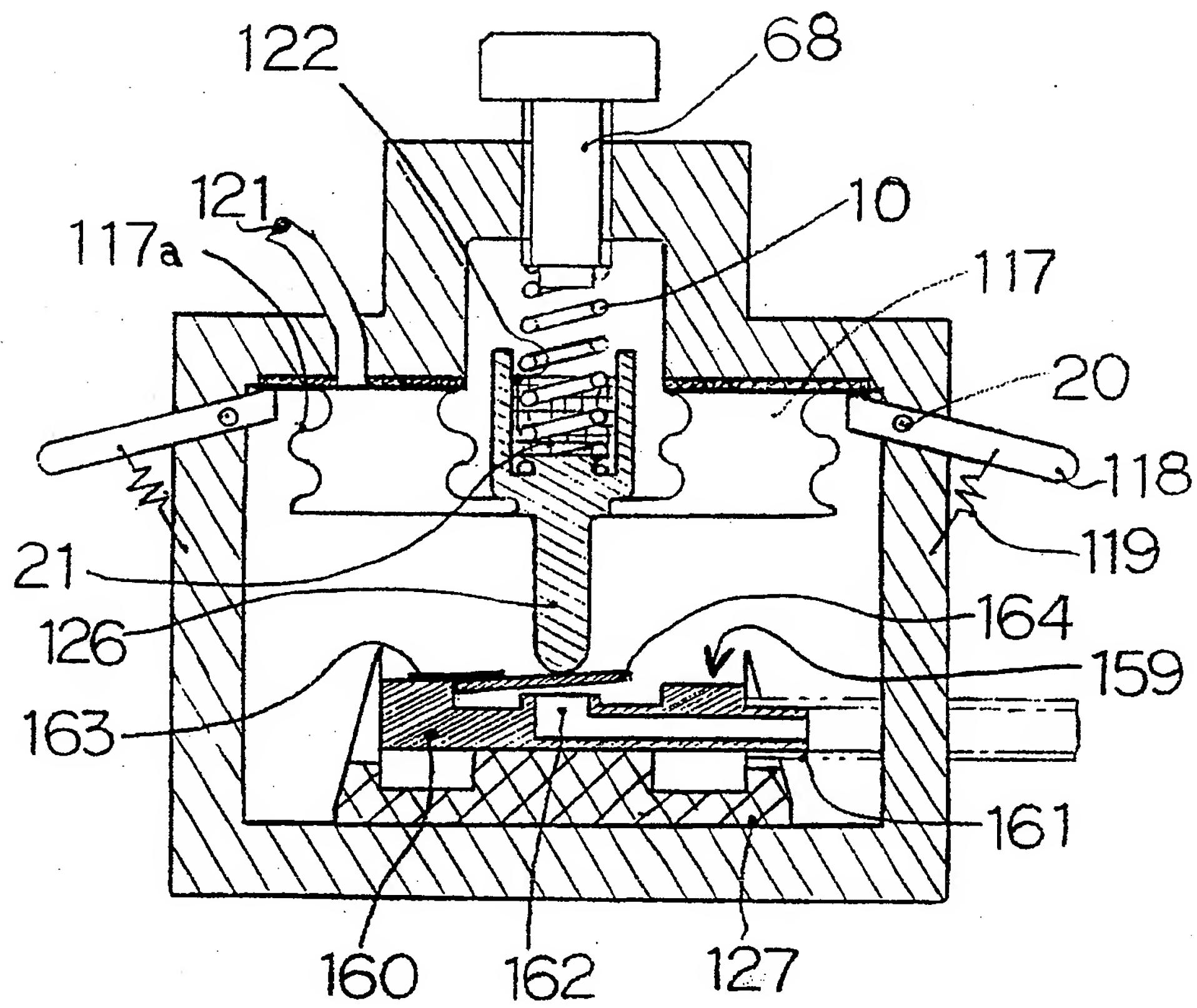
5/17

第6図

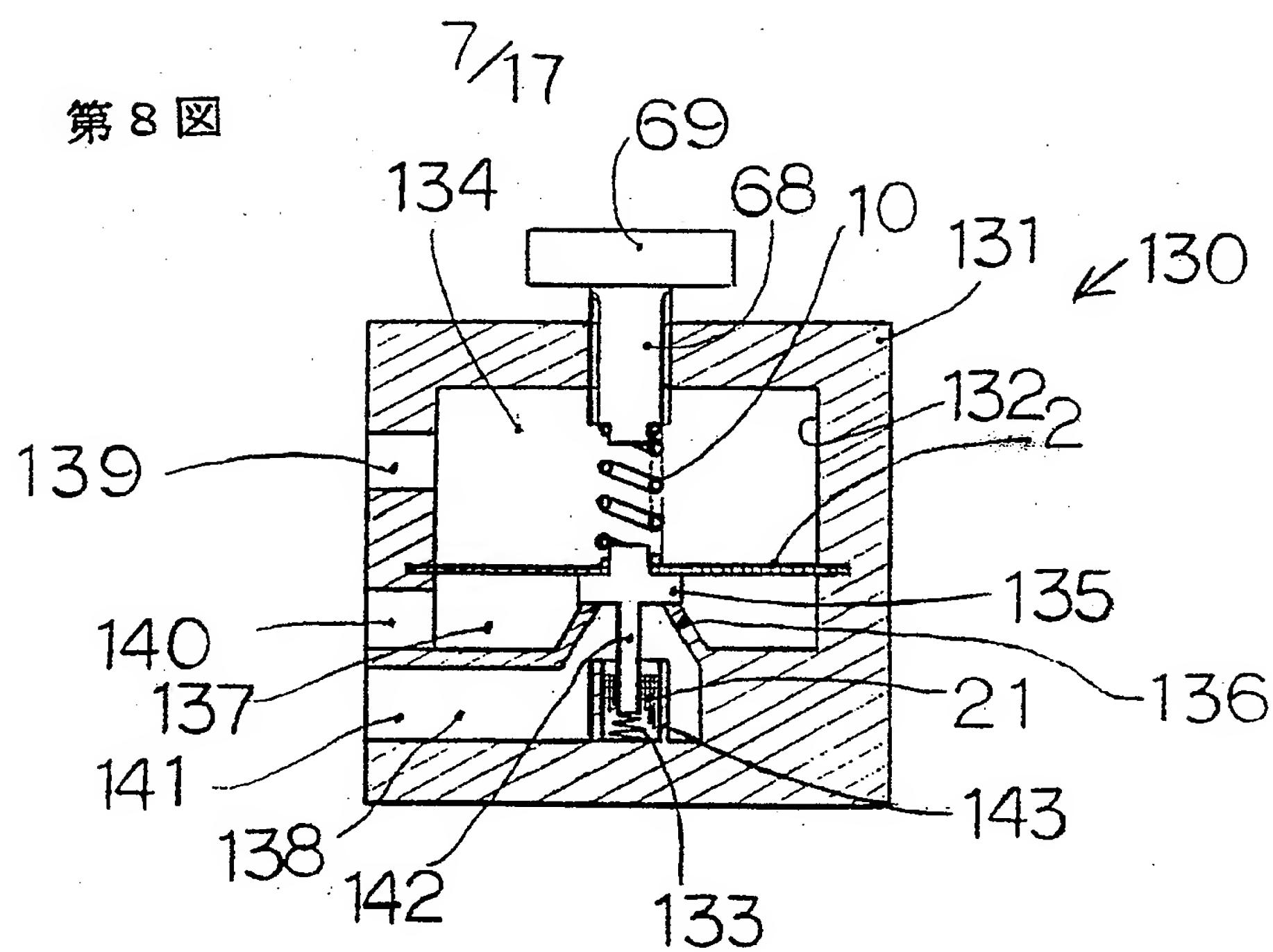


6/17

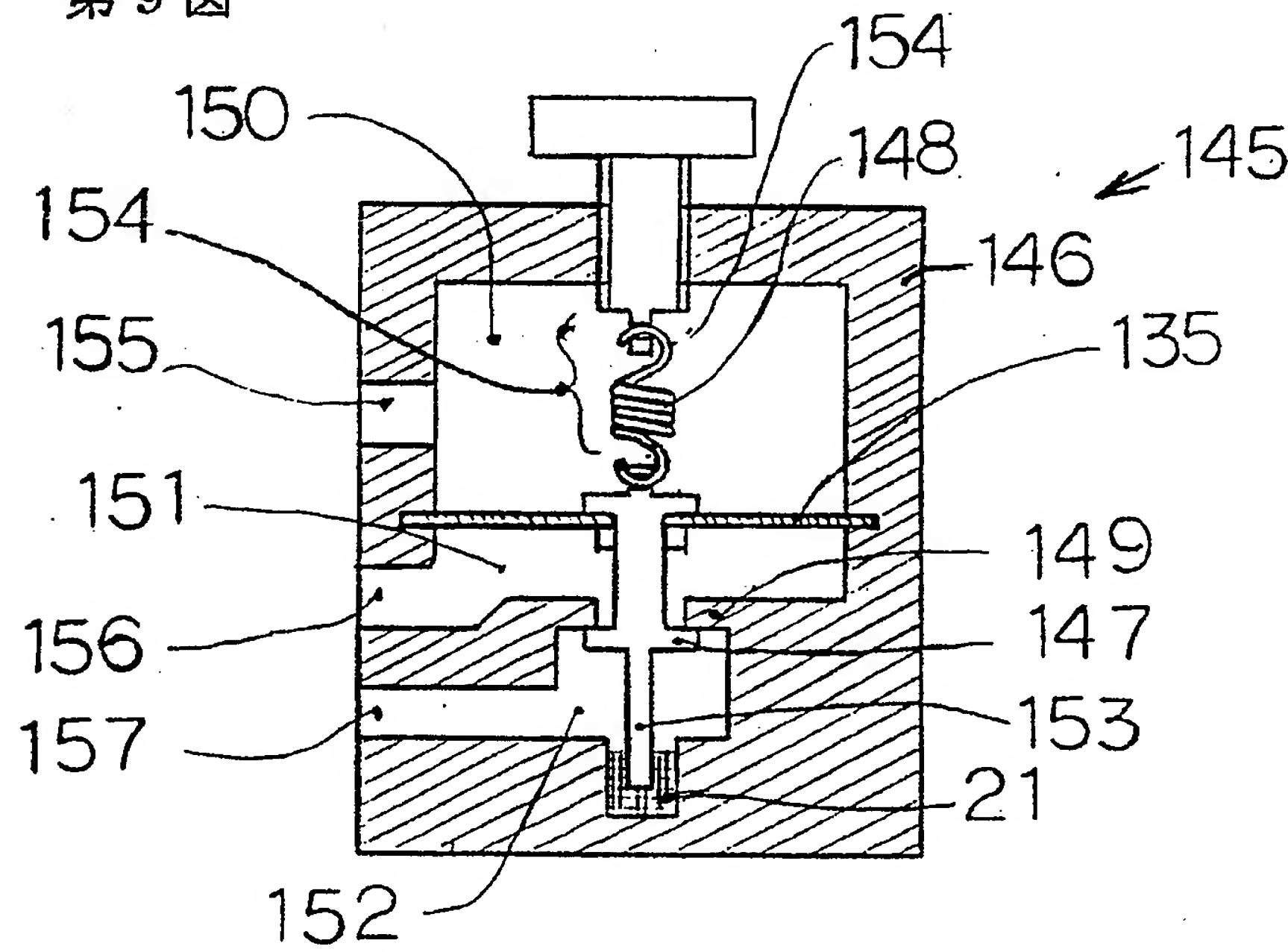
第7図



第8図

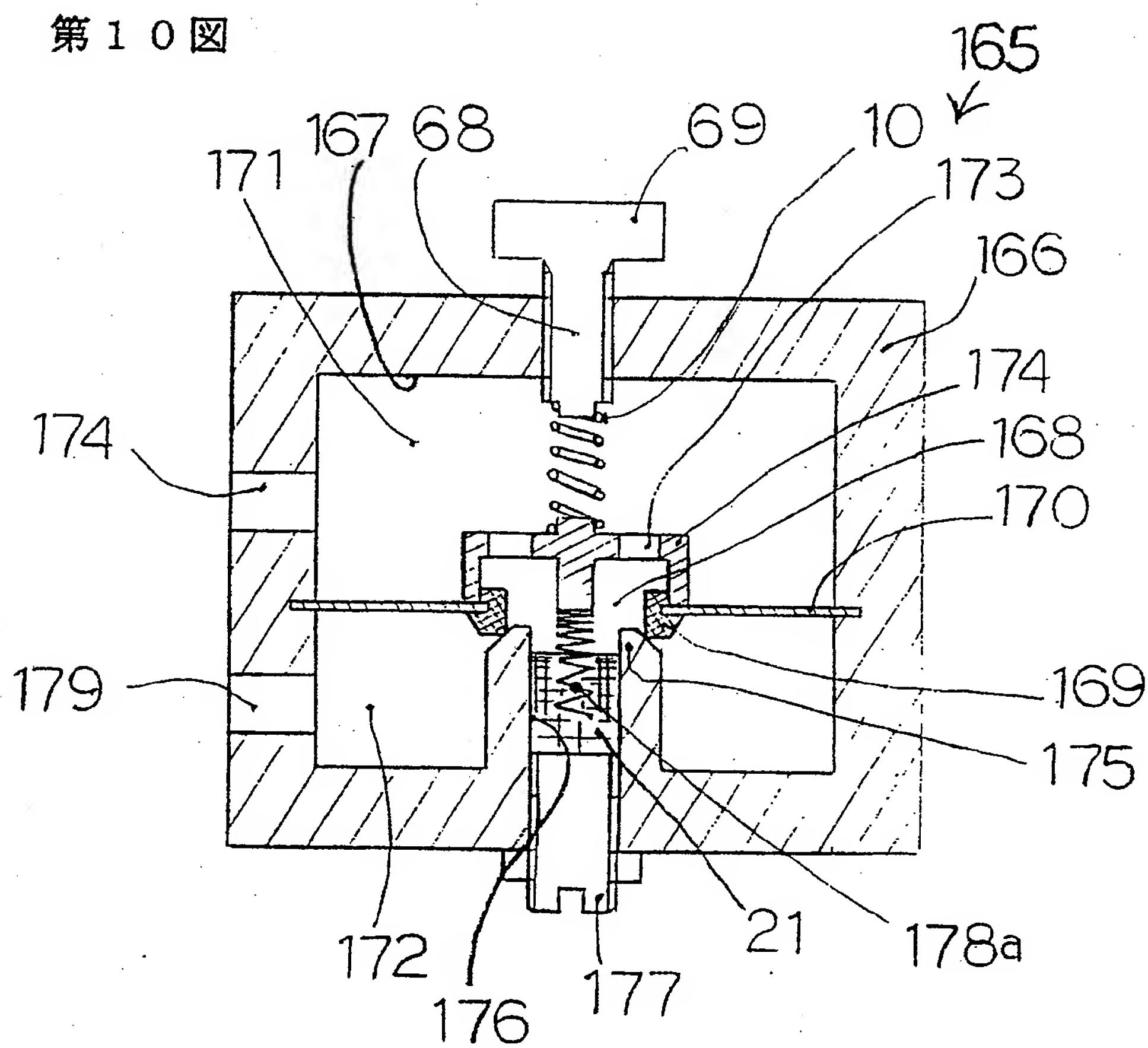


第9図



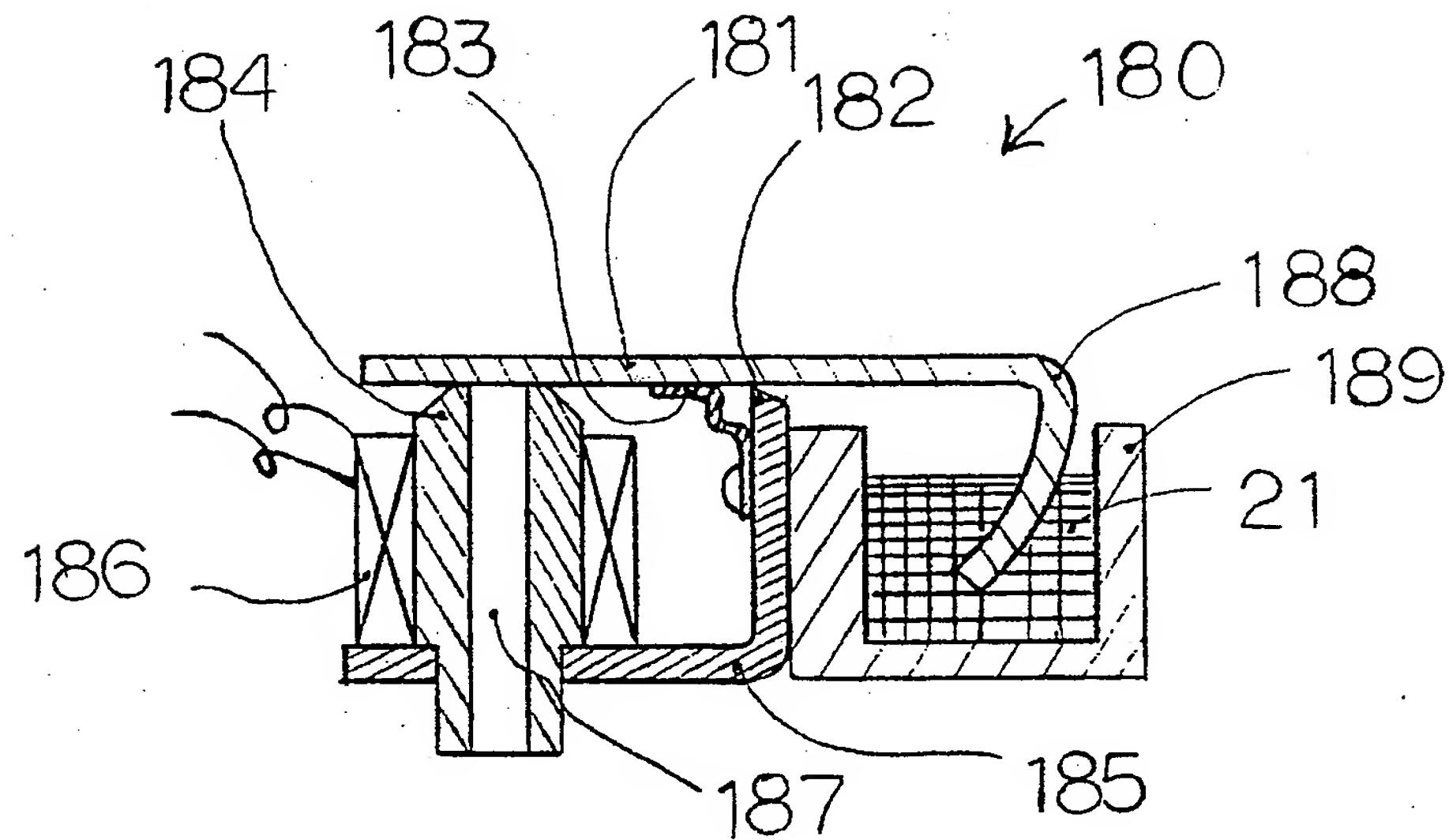
8/17

第10図



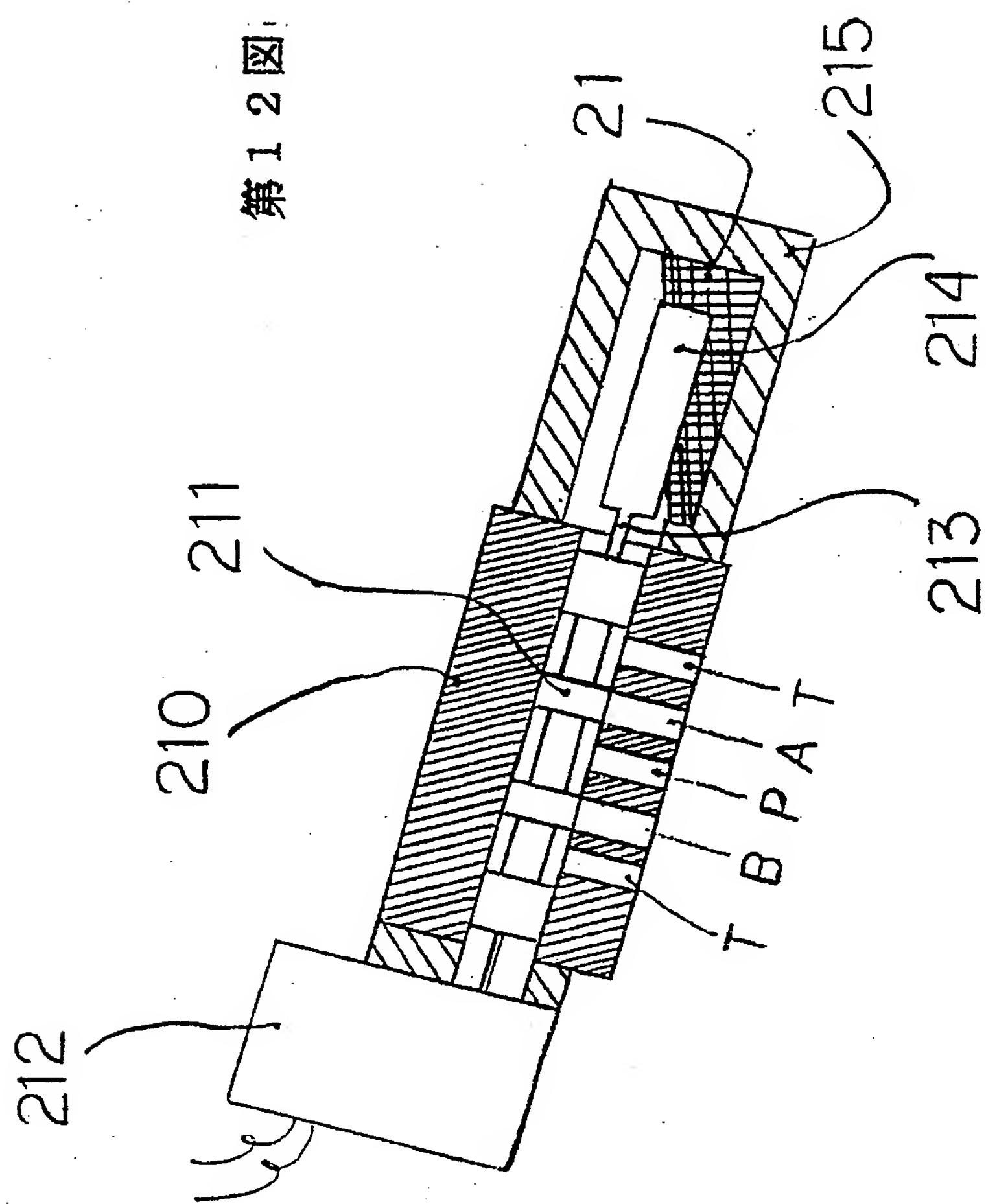
9/17

第 1 1 図



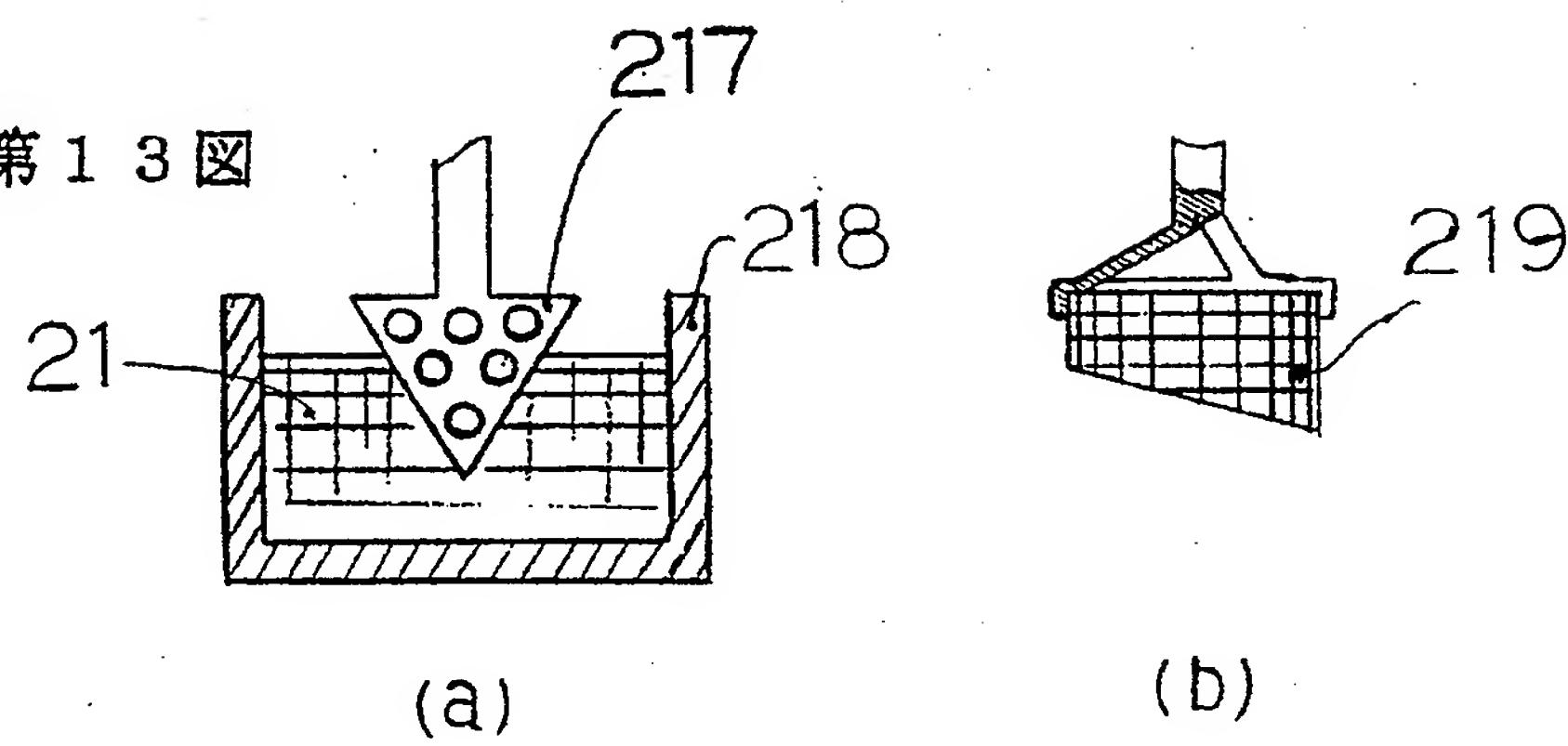
10/17

第12図

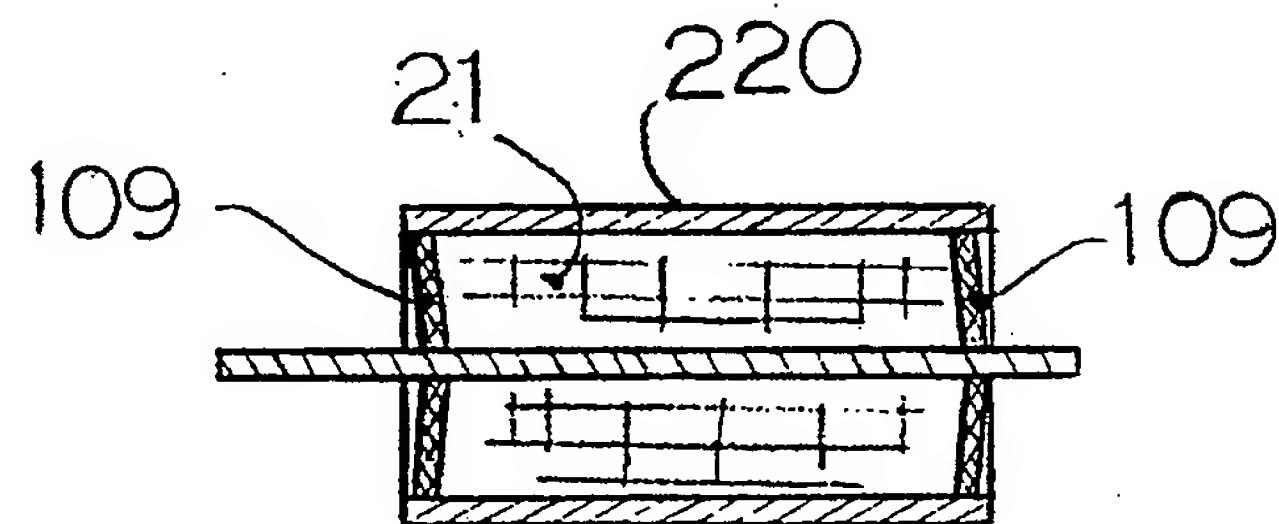


11/17

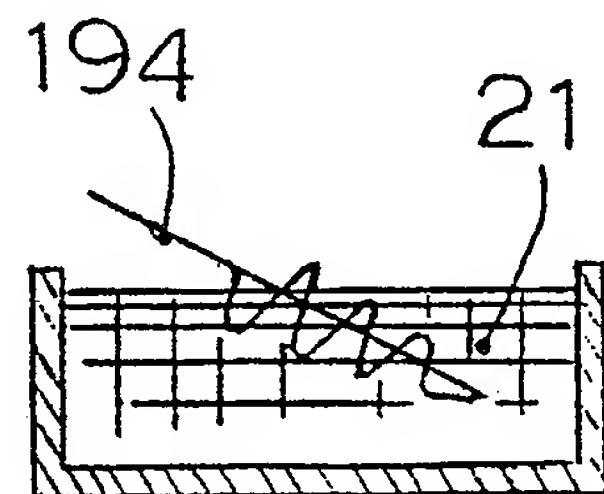
第13図



第14図

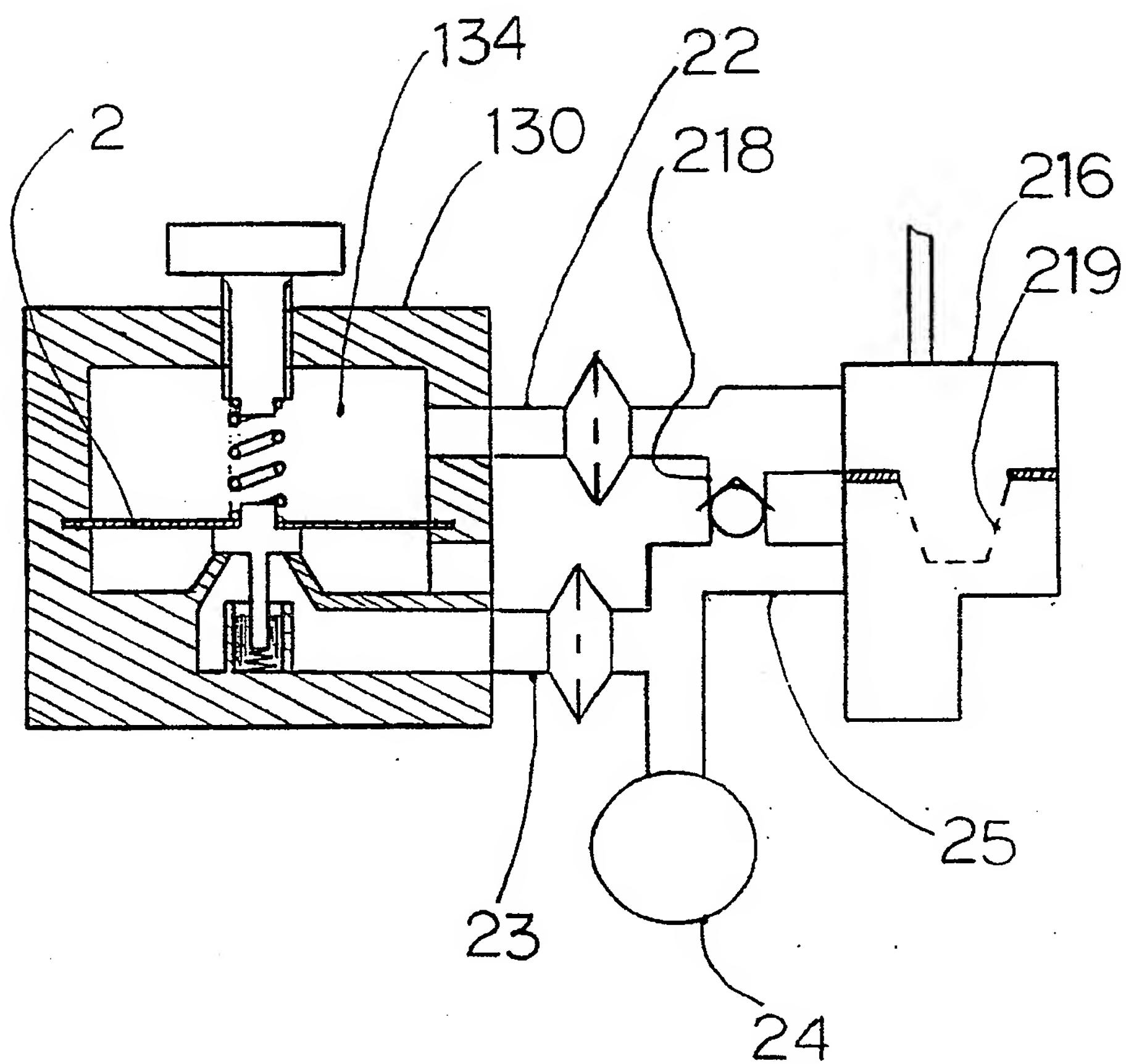


第15図

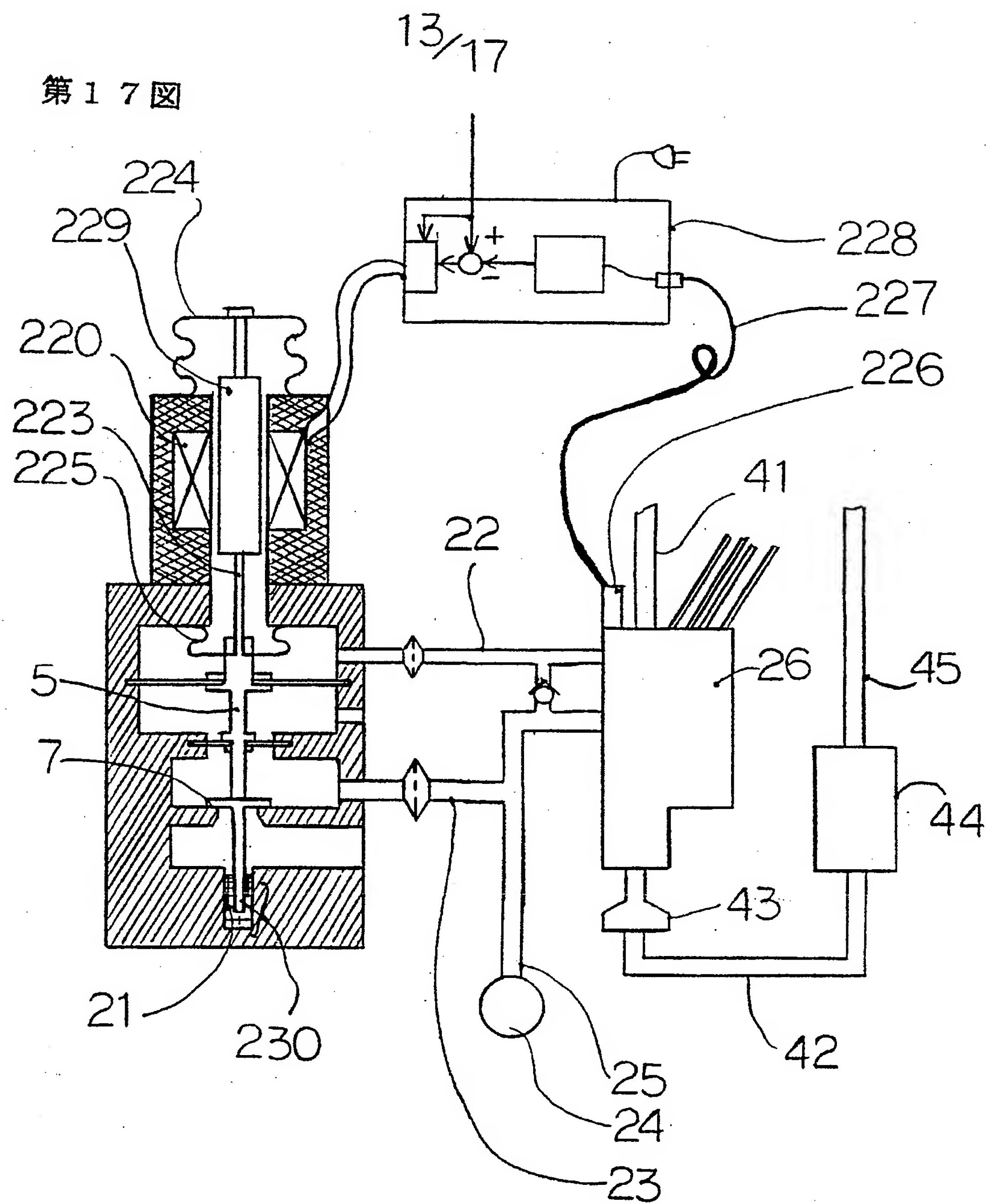


12/17

第16図

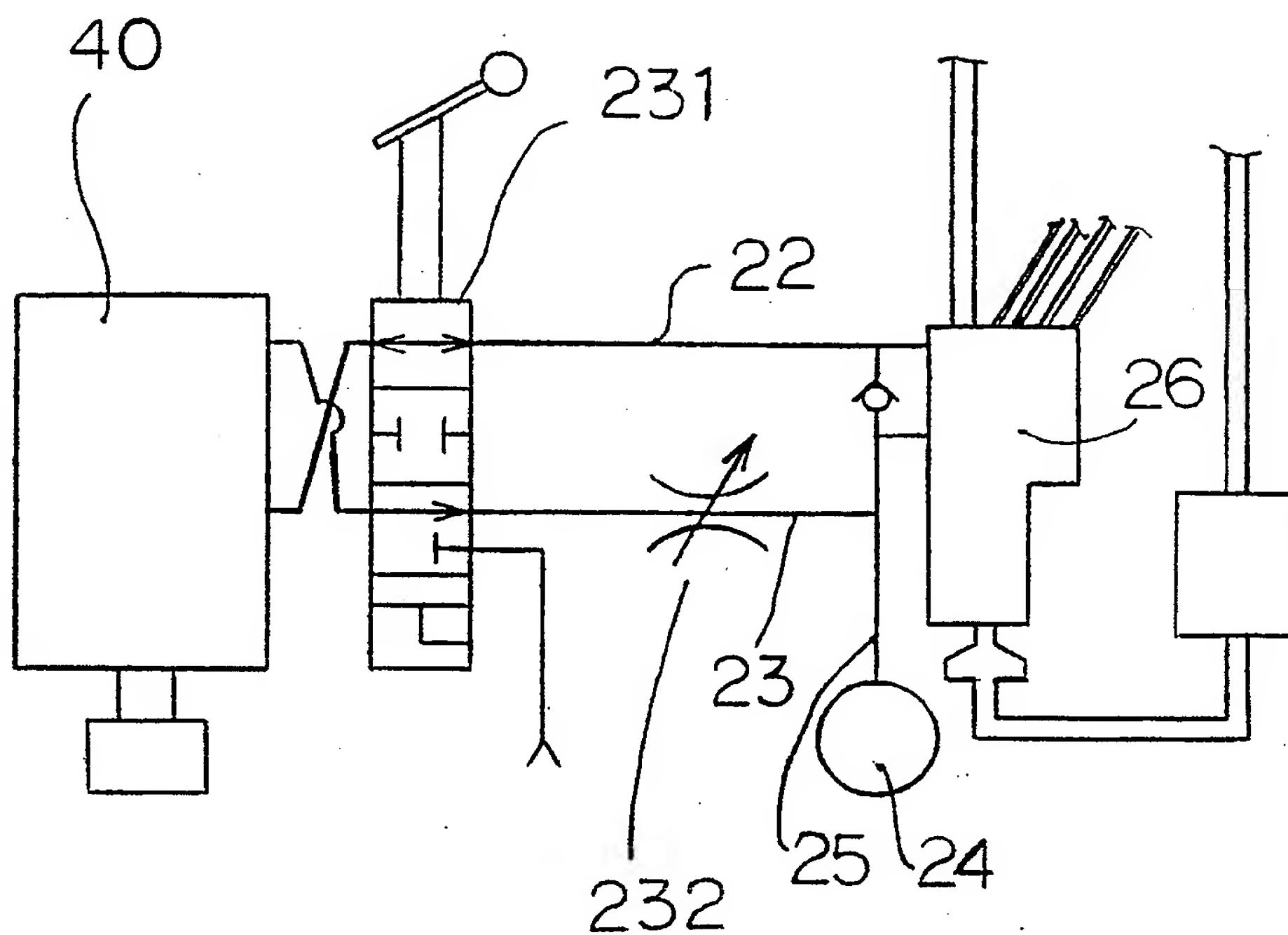


第17図



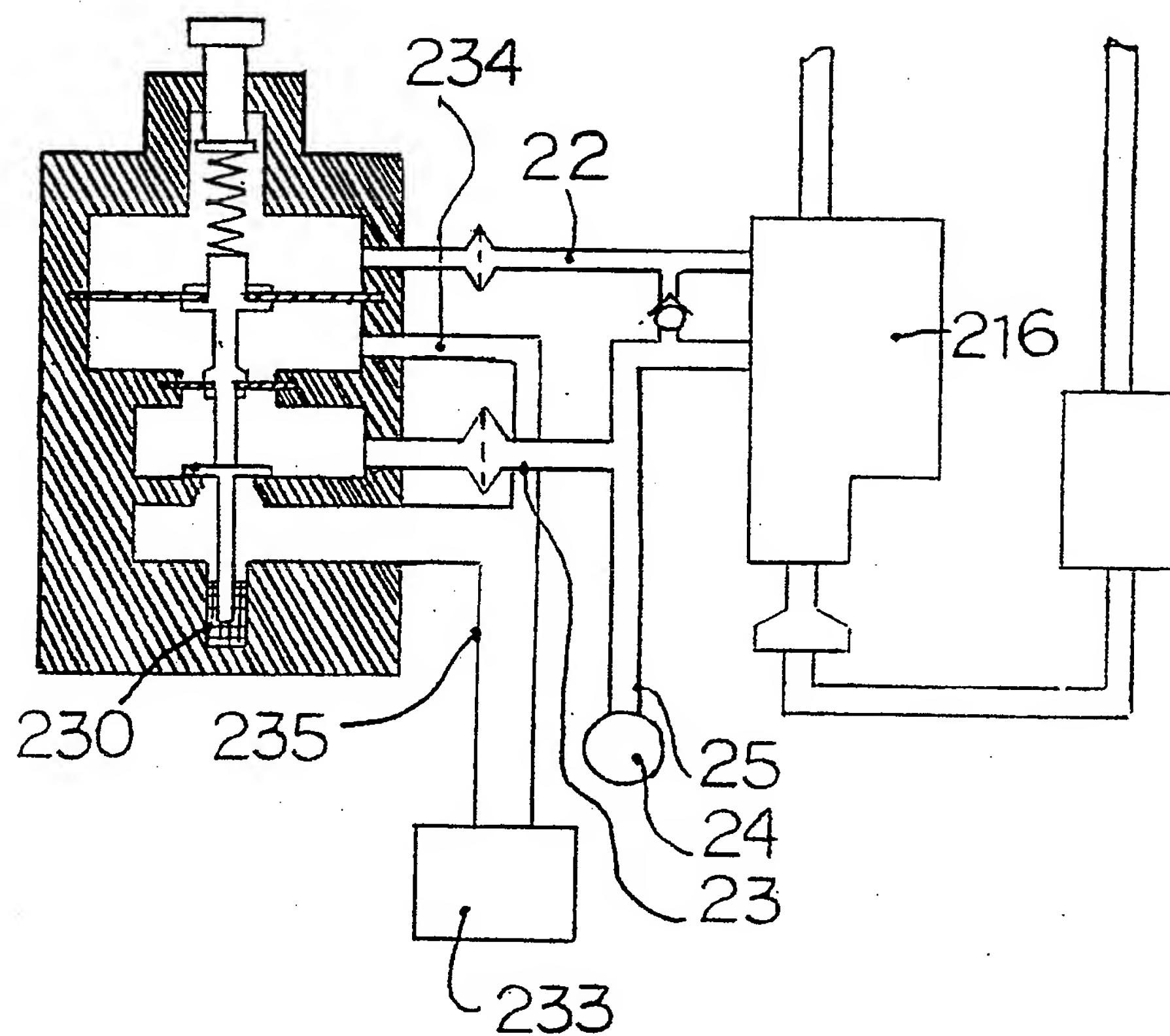
14
/ 17

第18図



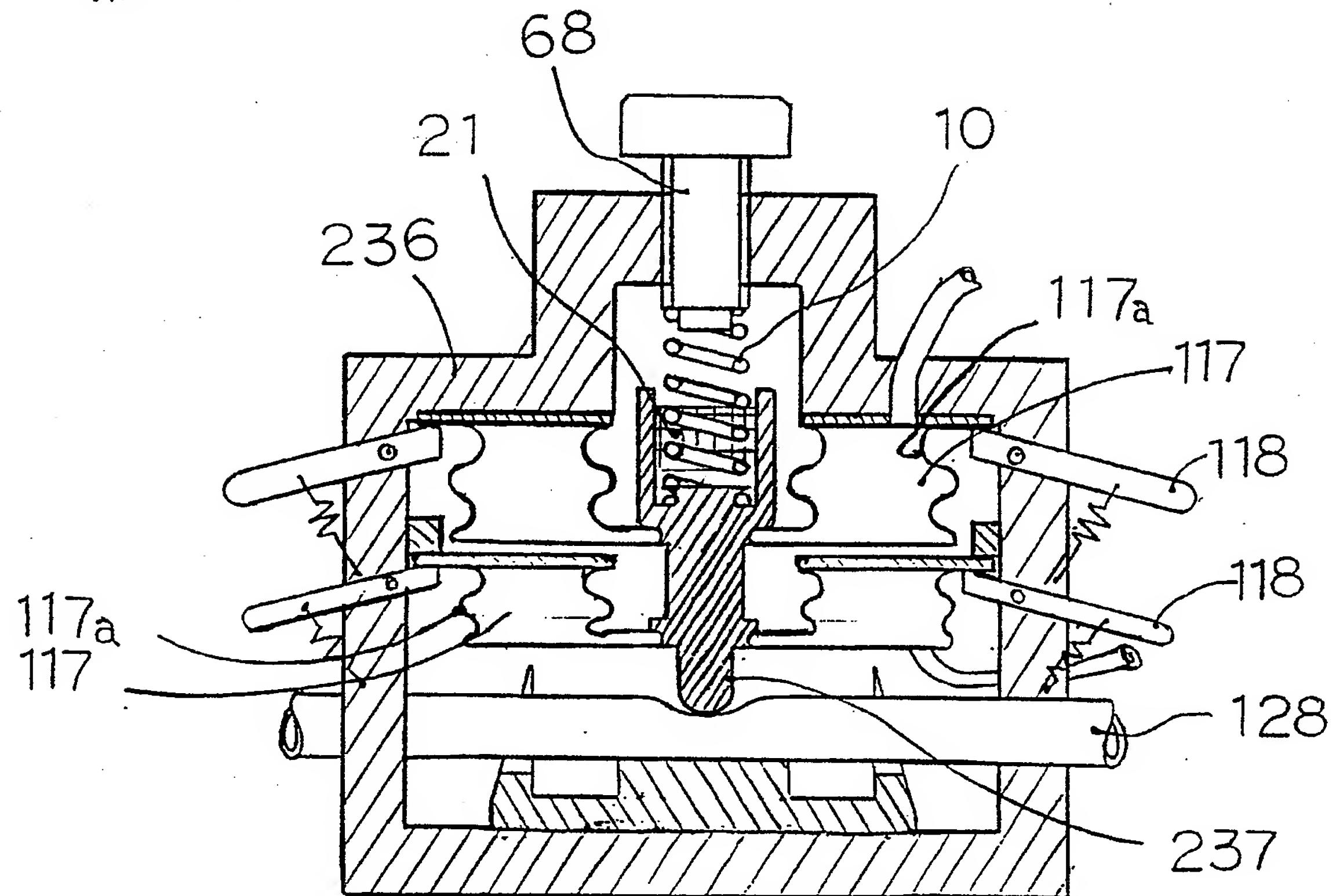
15/17

第19図



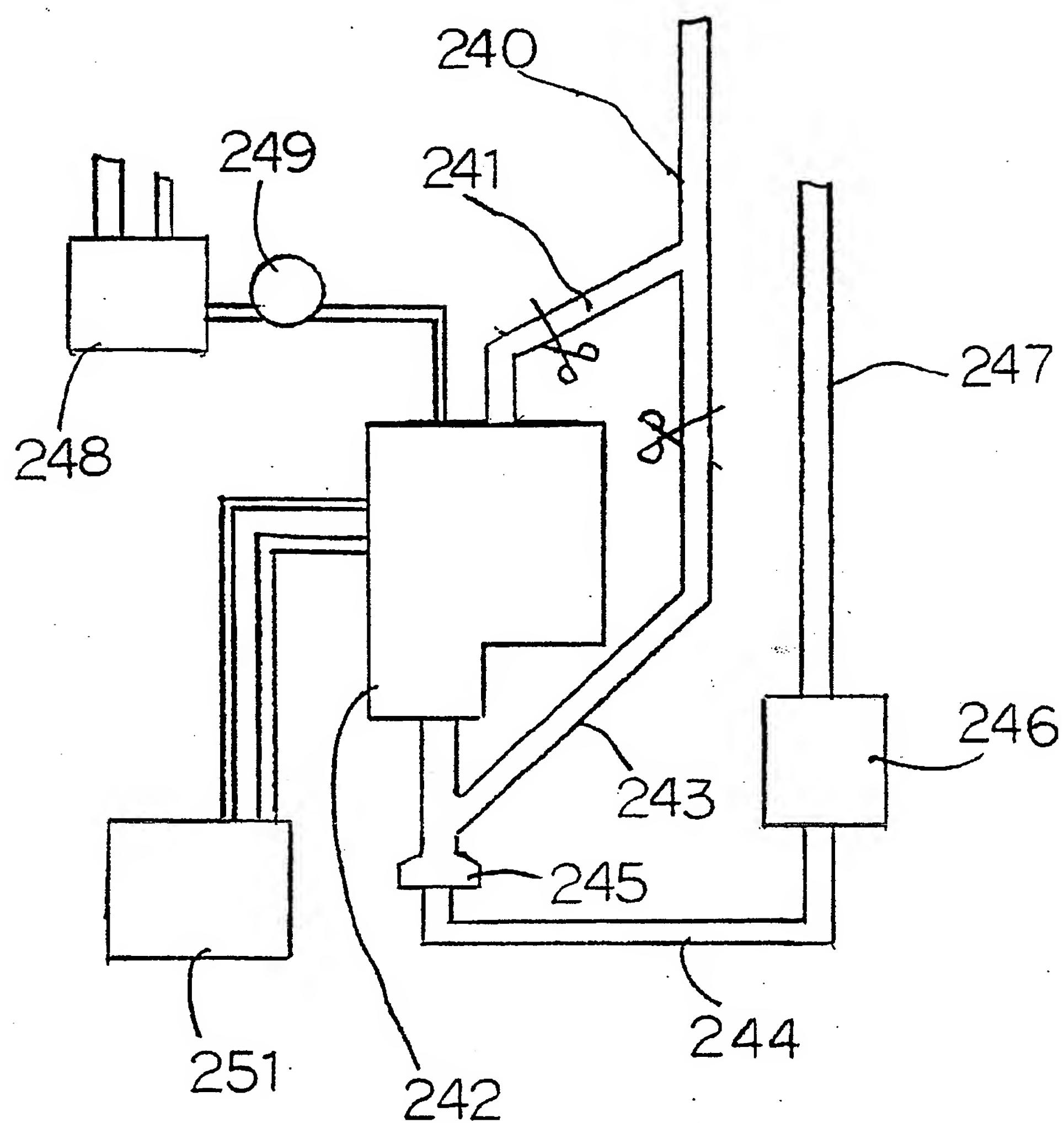
16/17

第 20 図



17/17

第21図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/06205

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.C1⁷ G05D16/06, A61M1/10

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.C1⁷ G05D16/00-16/20Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-1999
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1998 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1999

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 53-148336, U (AISIN SEIKI CO., LTD.), 22 November, 1978 (22.11.78) (Family: none)	1,4,7-14,16-19 ,21-29,31,35, 37,38
Y	JP, 48-101641, A (Sanyo Electric Co., Ltd. & Tokyo Sanyo Electric Co., Ltd.), 21 December, 1973 (21.12.73), page 2, upper right column, lines 6-8; Fig. 2 (Family: none)	1,4,7-14,16-19 ,21-29,31,35,3 7,38
Y	EP, 786261, A2 (Amano, Shigehisa & SN Seiki Co., Ltd.), 30 July, 1997 (30.07.97), FIG.1 & JP, 10-127761, A (S. Amano & S N Seiki K.K.), 19 May, 1998 (19.05.98), Fig. 1	29,31,35,37,38

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T"	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&"	document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		

Date of the actual completion of the international search
24 December, 1999 (24.12.99)Date of mailing of the international search report
18 January, 2000 (18.02.00)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP99/06205

A. 発明の属する分野の分類(国際特許分類(IPC))

Int. C17 G05D16/06, A61M1/10

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料(国際特許分類(IPC))

Int. C17 G05D16/00-16/20

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1996
 日本国公開実用新案公報 1971-1998
 日本国実用新案登録公報 1996-1999
 日本国登録実用新案公報 1994-1999

国際調査で使用した電子データベース(データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP, 53-148336, U (アイシン精機株式会社), 22. 11月. 1978 (22. 11. 78) (ファミリーなし)	1, 4, 7-14, 16-19, 21-29, 31, 35, 37, 38
Y	JP, 48-101641, A (三洋電機株式会社&東京三洋電機株式会社), 21. 12月. 1973 (21. 12. 73), 2頁右上欄6-8行及び第2図 (ファミリーなし)	1, 4, 7-14, 16-19, 21-29, 31, 35, 37, 38
Y	EP, 786261, A2 (Amano, Shigehisa & S N Seiki Co., Ltd.), 30. 07. 1997, FIG. 1 & JP, 10-127761, A (天野繁久&株式会社エスエヌ精機), 19. 5月. 1998 (19. 05. 98), 図1	29, 31, 35, 37, 38

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「I」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 24. 12. 99	国際調査報告の発送日 18.01.00
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官(権限のある職員) 千馬 隆之 電話番号 03-3581-1101 内線 3314